

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta strojní
Katedra výrobních strojů a konstruování

Zevní fixátor pro fixaci dlouhých kostí

External Fixator for Long Bones Fixation

Student:

Bc. Ondřej Polomský

Vedoucí diplomové práce:

Dr. Ing. Jaroslav Melecký

Ostrava 2012

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Ondřej Polomský**
Studijní program: N2301 Strojní inženýrství
Studijní obor: 3909T001 Konstrukční a procesní inženýrství
Specializace: 20 Výrobní stroje a zařízení
Téma: **Zevní fixátor pro fixaci dlouhých kostí**
External Fixator for Long Bones Fixation

Zásady pro vypracování:

Navrhnete zevní fixátor pro léčbu zlomeniny stehenní, příp. jiné dlouhé kosti.

V rámci zadání zpracujete:

- analýzu a rešerši dané problematiky
- návrh variant řešení fixátoru s uvedením výhod a nevýhod
- konstrukční návrh vybrané varianty a jeho optimalizaci na základě současných znalostí a požadavků
- systémy uchycení nosných prvků, drátů a šroubů s ohledem na RTG-transparentní materiály
- dbejte na jednoduchou montáž a možnost rychlé aplikace fixátoru na pacienta
- 3D model stehenní kosti
- rozměry fixátoru volte na základě kontrolního výpočtu metodou MKP
- zpracujte 3D model fixátoru a příslušnou výkresovou dokumentaci v prostředí Autodesk Inventor

Další nutné technické údaje a ujasnění požadavků bude upřesněno v průběhu řešení diplomové práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- LEINVEBER, J., VÁVRA, P. *Strojnické tabulky* (4. přepracované vydání). Úvaly, 2008, ALBRA – pedagogické nakladatelství. 914 s. ISBN 978-80-7361-051-7.
- ČÁSENSKÝ, M. *Metodika konstruování*. 1. vyd. Praha, Ediční středisko ČVUT Praha, 1990. 122 s.
- ČSN 01 6910 *Úprava písemností psaných strojem nebo zpracovaných textovými editory*. Praha: Český normalizační institut, srpen 1997. 36 s.
- ČSN ISO 690 *Bibliografické citace*. Obsah, forma a struktura. Praha: Český normalizační institut, 1996. 32 s.
- SERENSEN, S. V., KOGAJEV, V. P., ŠNEJDEROVIČ, R.M. *Únosnost a pevnostní výpočty strojních součástí*. Praha, SNTL, 1967.
- <http://www.prospon.cz/>
- <http://www.orthofix.com>
- <http://www.synthes.com>
- <http://www.osteosynthesis.stryker.com>

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Dr.Ing. Jaroslav Melecký**

Datum zadání: 16.12.2011

Datum odevzdání: 21.05.2012

doc. Dr.Ing. Ladislav Kovář
vedoucí katedry



prof. Ing. Radim Farana, CSc.
děkan fakulty

MÍSTOPŘÍSEŽNÉ PROHLÁŠENÍ STUDENTA

Prohlašuji, že jsem celou diplomovou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě

.....

podpis studenta

Tato diplomová práce vznikla v rámci řešení projektu Zevní fixace (Projekt výzkumu a vývoje MPO FR TI3/818).

Prohlašuji že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména § 35 – užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a § 60 – školní dílo,
- беру на вѣдомі, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB – TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě diplomovou práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že diplomová práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího diplomové práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci, obsažené v Záznamu o závěrečné práci, umístěném v příloze mé kvalifikační práce, budou zveřejněny v informačním systému VŠB TUO.
- bylo sjednáno, že VŠB TUO, v případě zájmu z její strany, uzavře licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo – diplomovou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB TUO, která je oprávněná v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- беру на вѣдомі, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledek její obhajoby

V Ostravě:

.....

podpis studenta

Jméno a příjmení autora práce: Bc. Ondřej Polomský

Adresa trvalého pobytu autora práce: Slovanská 4, Hlučín 748 01

ANOTACE DIPLOMOVÉ PRÁCE

POLOMSKÝ, O. *Zevní fixátor pro fixaci dlouhých kostí: diplomová práce*. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, katedra výrobních strojů a konstruování, 2012, 61 s. Vedoucí práce: Melecký, J.

Diplomová práce se zabývá navrhováním nového konstrukčního řešení celku zevního fixátoru pro dlouhé kosti, konkrétně zevního kruhového fixátoru. V úvodu je čtenář seznámen s historií fixace a s problematikou poranění skeletu člověka. Dále byla vypracována rešerše z oblasti aktuální nabídky fixátorů na českém i zahraničním trhu. Rešerše je převážně zaměřena na konstrukční řešení a variace dostupných fixátorů. V kapitole, která pojednává o vlastním návrhu, byly představeny jednotlivé řešené varianty konstrukčních uzlů navrhovaného fixátoru, ze kterých byla později detailně zpracována vždy jedna. Všechny součásti výsledných variant byly podrobeny pevnostním výpočtům v kombinaci s analýzami jejich 3D modelů v programu Dassault Catia.

ANNOTATION OF MASTER THESIS

POLOMSKÝ, O. *External Fixator for Long Bones Fixation : Master Thesis*. Ostrava : VŠB – Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Production Machines and Design, 2012, 61 p. Thesis head: Melecký, J.

Master thesis is dealing with design new construction solution of external fixator for long bones fixation, specifically external circular fixator. Introduction explains history of fixation and issues of injury human bones. Also been developed research of fixators on czech and foreign markets. Research is mainly focused on construction solution and variations available fixators. In the chapter of own design are individual versions of construction solutions parts of designed fixator. Only one of them was processed in detail. All of parts of final solutions were subjected to strength calculation and analyzed in Dassault Catia.

Obsah

1.	Úvod	10
1.1	Historie fixace	10
1.2	Poranění skeletu	11
1.3	Typy fixací	12
2.	Rešerše zevní fixátory na českém i zahraničním trhu	13
2.1	Fixátory firmy ProSpon	13
2.2	Fixátory firmy Synthes	14
2.3	Fixátory firmy Stryker	17
2.4	Fixátory firmy Orthofix	19
3.	Vlastní řešení zevního fixátoru	21
3.1	Vlastní varianty řešení uchycení drát/kruh	22
3.1.1	Variant první	23
3.1.2	Variant druhá	24
3.1.3	Variant třetí	25
3.1.4	Variant čtvrtá	28
3.2	Vlastní varianty řešení uchycení kruh/tyč	32
3.2.1	Variant první	32
3.3	Vlastní varianty řešení regulace vzdálenosti kruhů	33
3.3.1	Variant první	33
4.	Pevnostní výpočty	34
4.1	Pevnostní výpočty dílů uchycení drát/kruh	34
4.2	Pevnostní výpočty dílů uchycení tyč/kruh	48
5.	Závěr	59
5.1	Poděkování	59
6.	Seznam použitých pramenů	60
6.1	Použitá literatura	60
6.2	Použité internetové zdroje	60

Seznam použitých značek a symbolů

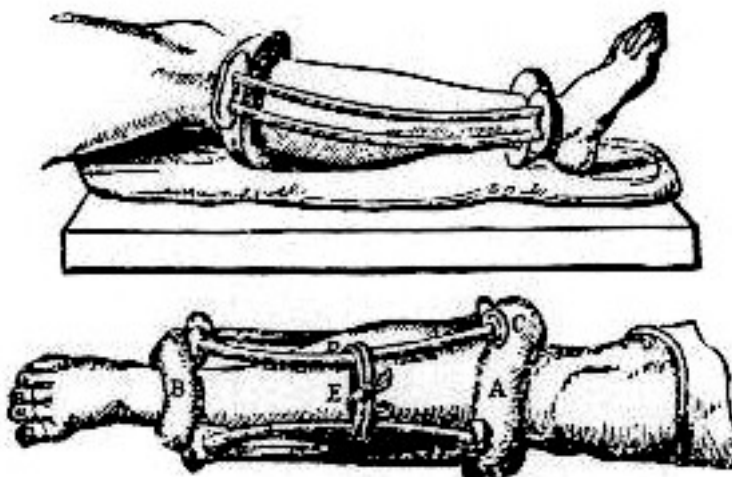
D_{a1}	hlavový průměr hřídele	[mm]
D_{a2}	hlavový průměr náboje	[mm]
D_s	střední průměr drážkování	[mm]
F_{LP}	síla lidské paže	[N]
F_N	normálová síla	[N]
F_p	síla přitlačování čelistí	[N]
F_R	zatěžující síla na jednu matici	[N]
F_T	třecí síla	[N]
F_{Z1}	síla na jeden zub	[N]
F_{50kg}	síla působící na tyč	[N]
F_{190kg}	síla napínání drátu	[N]
H_1	nosná hloubka závitu	[mm]
L_p	délka páky	[mm]
M_k	krouťící moment	[Nm]
M_{TZ}	třecí moment	[Nm]
P	rozteč závitu	[]
Re	mez kluzu	[MPa]
Rm	mez napětí v tahu	[MPa]
W_k	průřezový modul v krutu	[mm ³]
\arctg	goniometrická funkce arcus tangens	[]
d	jmenovitý průměr závitu	[mm]
d_1	velký průměr závitu	[mm]

d_2	střední průměr závitů	[mm]
d_3	malý průměr závitů	[mm]
f	koeficient tření	[]
g	gravitační konstanta	[]
h	výška matice	[mm]
k	součinitel bezpečnosti	[]
l	poloměr napínání drátu	[mm]
l_d	délka drážkování	[mm]
m	modul drážkování	[]
p_D	dovolený tlak	[MPa]
p_1	tlak na jeden zub	[MPa]
tg	goniometrická funkce tangens	[]
z	počet závitů	[]
z_D	počet zubů drážkování	[]
α	sklon boků metrického závitu	[°]
β	koeficient zohledňující vliv neznámého krutu	[]
γ	úhel stoupání	[°]
π	Ludolfovo číslo	[]
ρ	hustota	[kg/m ³]
σ_{DOV}	dovolené napětí	[MPa]
σ_{RED}	redukované napětí	[MPa]
τ	třecí napětí	[MPa]
φ	úhel tření	[°]

1. Úvod

1.1 Historie fixace

Historie fixace kostí a ošetřování zlomenin je stejně stará jako zlomeniny samotné. Můžeme s jistotou tvrdit, že ani v dávných dobách lidé neměli nouzi o vážná poranění skeletu. Tato poranění mohla být důsledkem lovu divokých zvířat nebo bojů mezi kmeny. Spolu s vývojem mysli člověka se vyvíjel také způsob, jakým se poranění ošetřovalo. Nejstarším a nejprimitivnějším způsobem se jeví použití dlahy v podobě kusů dřeva. Pokrok v imobilizaci zlomenin můžeme objevit ve starém Egyptě, kde se našly důkazy o použití pevného obvazu a sádry. O více než tisíc let později, v Řecku nastal zlom v oblasti léčení zlomenin. Hippokratés byl mimo jiné své lékařské objevy také tvůrcem léčení zlomenin napravováním, tzn. vyrovnáváním úchylek a stabilizace kosti. Tento řecký „otec medicíny“ položil základy péče o lehké i těžké zlomeniny na mnoho staletí dopředu. Větším pokrokem tak byly nové možnosti v pozorování chování úlomku poraněných kostí. Tyto pokroky završilo použití rentgenových paprsků, objevených německým fyzikem Wilhelmem Conradem Röntgenem [4], který za tento objev dostal první Nobelovu cenu za fyziku. V období druhé světové války byla vyvinuta osteosyntéza pomocí dlahy a šrouby, což lze pokládat jako princip současného fixátoru.



Obrázek 1: Hippokratérův fixátor

1.2 Poranění skeletu

Poranění části nosné soustavy neboli kosti člověka znamená porušení kontinuity kosti. Zlomenina kosti je důsledkem vysokého zatížení, které přesahuje hranici elasticity kosti, nebo při dlouhodobé menší zátěži. Typy lomů kostí můžeme rozdělit podle jejich tvaru (příčný, šikmý,...) nebo podle způsobu namáhání, při kterém došlo k fraktuře (tahový, tlakový,...). Při vážnější poranění může nastat situace, kdy se kost nejen zlomí, ale jednotlivé její úlomky změni svoji vzájemnou polohu. V současné době se způsob léčby zlomenin dělí podle charakteru poranění.

Léčba zlomenin se pak skládá ze tří kroků:

- Repozice – umístění posunutých fragmentů kosti do správných pozic.
- Retence – zafixování vzájemné polohy úlomků kosti
- Rehabilitace – obnovení funkce kostí

Fixace je velice důležitý prvek pro zahojení fraktury a správné funkce kosti i po složitějších zlomeninách.

1.3 Typy fixací

a) vnější fixace

Zevní fixátory se používají nejčastěji při otevřených, tříštivých a zvláště komplikovaných zlomeninách dlouhých kostí [5]. Díky množství systémů zevních fixátorů se ale používá na fixaci zlomenin prakticky všech kostí, včetně pánve a páteře. Použití nacházejí také u korekčních operací včetně prodlužování končetin. Fixace se provádí pomocí Schanzových šroubů, Steimannových hřebů nebo Kirschnerových drátů, zavedených do kosti a nosné konstrukce fixátoru. Ta může být buďto kruhová, unilaterální nebo hybridní. Nespornými výhodami zevních fixátorů jsou jejich rychlá montáž, minimální poškození měkkých tkání při aplikaci, a také včasná rehabilitace končetiny. Mezi výhody lze také počítat fakt, že zevní fixátor může být smontován tak, aby se v průběhu fixace mohl nastavovat, a vymezoval tak vzájemnou polohu fragmentů v čase hojení. Nevýhodou může být naopak mírná ztráta komfortu pacienta, kdy zevní fixátor vystupuje z obrysu těla.

b) vnitřní fixace

Vnitřní fixátory se používají zejména v případě zlomenin krčku a artrodéz. Nezbytný je operační přístup, kdy se vyztužující dlaha do kosti upevní pomocí hřebů a šroubů. Implantát může být kryt měkkými tkáněmi nebo umístěn přímo v kosti. Umístění fixace v nitru kosti pak nazýváme nitrodřeňové hřebování.

2. Rešerše zevní fixátory na českém i zahraničním trhu

2.1 Fixátory firmy ProSpon

Výzkumem, vývojem a distribucí se u nás i ve světě zabývá řada firem. Z firem, které působí v České republice je to zejména firma ProSpon [8], která v současnosti nabízí fixátor pro pánve a dlouhé kosti s názvem UN FIX.

Jedná se o svorkový modulární zevní fixátor. Princip funkce tohoto fixátoru spočívá v navrtání částí kosti a ukotvení kuželových šroubů M6 (obr. 3). Navrtávání zaváděcích děr do kosti snižuje riziko zlomení a torzi nutnou k zavedení šroubů do kosti. Navrtávání děr se provádí při minimálních otáčkách a za použití přípravků pro dokonalé vedení vrtáku.

Hlavy zašroubovaných šroubů se poté upnou do hlavy fixátoru (obr. 2), která je buď pevná, výkyvná, kolmá, rovinná nebo prostorová. Hlava fixátoru se připevní k tělu fixátoru.



Obrázek 2: Spony fixátoru



Obrázek 4: Šrouby do kosti



Obrázek 3: Tělo fixátorů

Tělo je opatřeno délkovým měřidlem pro přesné vyměření vzdálenosti dílů kosti. Montáž fixátoru je tak díky kombinaci a variabilitě všech zmíněných komponentů otázkou potřeby dané situace při nápravě zranění končetiny. Na obrázku 4 je patrné, jaké variace lze smontovat právě tímto typem fixátoru. Firma ProSpon tento typ fixátoru vyrábí pro použití u dospělých lidí i dětí



Obrázek 5: variace montáže fixátorů

2.2 Fixátory firmy Synthes

Firma Synthes [9] je dalším podnikem, který dodává na český trh zdravotnické implantáty včetně kostních fixátorů. Fixátory této firmy mohou být použity pro fixaci nejmenších kůstek zápěstí, až po nejdelší kost v lidském těle – kost stehenní. Pro léčbu zlomenin dolních končetin je ideální velký vnější fixátor, případně pro dolní končetiny u dětí je vhodný střední vnější fixátor. Hlavní použití pro velký a střední fixátor jsou otevřené zlomeniny druhého a třetího stupně. Tyto fixátory neslouží jen pro správný srůst zlomených kostí po zranění. Další důležitou oblastí jejich použití je při nápravě osových odchylek nebo délkově nesouměrných kostí. Komplet fixátoru velkého vnějšího se skládá ze svorek, které mohou být více druhů. Konstrukčně nejjednodušší je svorka „trubka k trubce“, která slouží ke spojení dvou tyčí nebo trubek. Druhým typem svorek je svorka klasická a svorka kombinační. Jde o svorky zacvakávací, samo přidržovací, pro připojení Schanzových šroubů k trubce nebo k tyči. Svorka klasická je vyrobena z nerezové oceli, svorka kombinační pak z titanové slitiny. Třetím druhem svorek je svorka univerzální. Tento typ svorky v sobě nese klady klasické a kombinační svorky, a přidává k nim vlastnost přidavného tyčového nástavce. Vyjmenované druhy svorek vyobrazuje obrázek 5.



Obrázek 6: druhy svorek (kombinovaná, universální a klasická)

Dále je velký fixátor tvořen trubkami a tyčemi o průměru 11 mm rovného nebo zakřiveného tvaru (viz obr. 6). Materiál tyčí jsou uhlíková vlákna, materiál trubek je poté nerezová ocel.



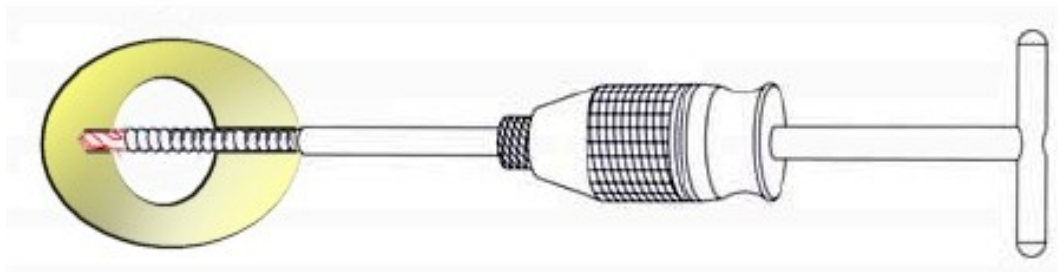
Obrázek 7: zahnutá tyč fixátoru

Celé tělo fixátoru je ukotveno v kosti pomocí speciálních Schanzových šroubů, průměrem 5 a 6 mm, o délce 100 až 350 mm. Materiál šroubů je nerezová ocel, slitina titanu nebo čistý titan. Podobu těchto speciálních šroubů zobrazuje obrázek č. 8.



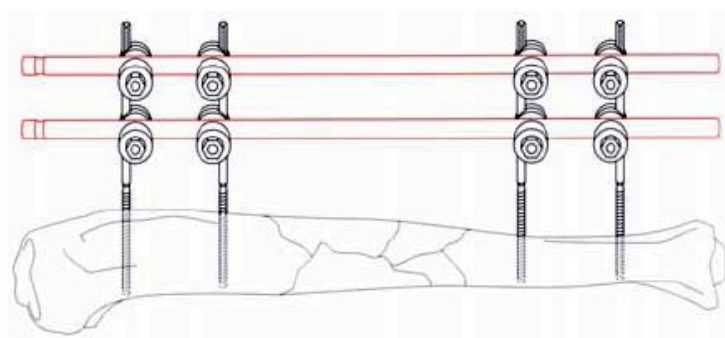
Obrázek 8: Schanzův šroub

Stabilní fixace šroubu je zajištěna pouze tehdy, pokud je špička šroubu zavedena v opačné stěně kosti. Konec závitu by potom měl být v kontaktu s přilehlou stěnou kosti, jinak se ztratí efekt radiálního předpětí.(obr. 9).



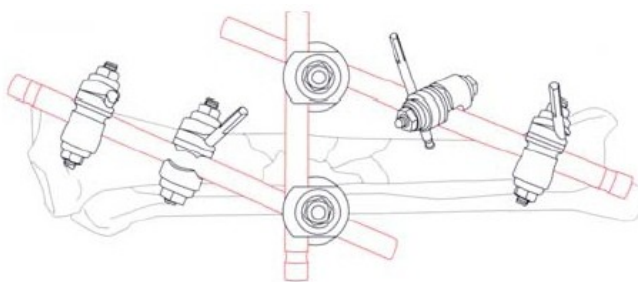
Obrázek 9: Stabilní fixace šroubu v kosti

Klasické použití těchto fixátorů ve verzi jednostranného rámu s jednotrubkovou nebo dvoutrubkovou stavbou zobrazuje obr. 10.



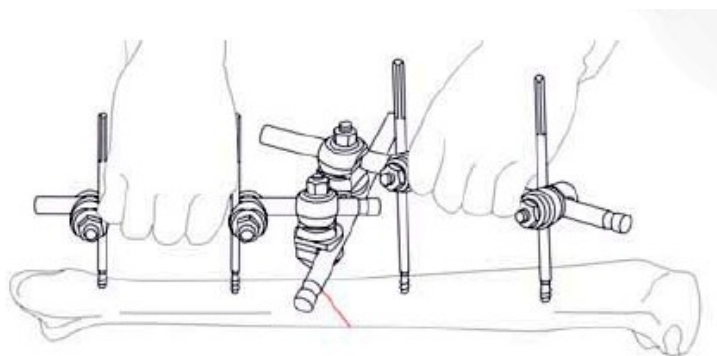
Obrázek 10: Jednostranný rám

Vedle tohoto řešení se používá fixátor ve verzi modulárního rámu s technikou trubka k trubce. Takovéto řešení nabízí operátorovi volný výběr při zavádění šroubů do kosti pacienta. Fixátor umožňuje změnění pozice zlomeniny. Potom je ale nutné zavádět šrouby do úlomků kostí paralelně a souose pro umožnění namontování druhé paralelní tyče.



Obrázek 11: Rám s technikou trubka k trubce

U zlomenin dlouhých kostí, nejčastěji stehenních kostí, je alternativa tohoto řešení, zhotovena přidáním ke každému úlomku dlouhé tyče jako páky. Změna pozice fixátorů je potom přesnější, za použití menší síly.



Obrázek 12: Repozice fixátoru

2.3 Fixátory firmy Stryker

Pro porovnání jsou zde zmíněny výrobky zahraniční firmy s celosvětovou působností, firmy Stryker [10]. Tato firma spolu se světovými lékaři vyvíjí zdravotnickou techniku, a patří mezi celosvětovou špičku v oboru inovace zdravotnické techniky. Výrobky firmy Stryker v oblasti zevních kostních fixátorů nesou označení podle švýcarského chirurga Raoula Hoffmanna, který roku 1938 navrhl revoluční Zevní fixační systém. Základním rysem tohoto systému byla jeho modulární konstrukce a schopnost redukovat zlomeniny nebo provést pooperační korekci vyrovnání fragmentů ve třech rovinách. Současná řada výrobků Hoffmann II je také postavena na těchto principech. S dvěma piny nezávisle umístěnými lze celý rám fixátoru sestavit přesně podle potřeb chirurga. Všechny komponenty jsou nejen barevně rozlišeny pro přehlednější manipulaci,

ale také ergonomicky tvarovány pro co nejlepší manipulaci. Při volbě materiálu byl kladen důraz především na malou hmotnost, ale také na rentgenové paprsky. Takto zhotovené komponenty poté nejsou vidět na snímcích z rentgenového vyšetření. Snímek je přehlednější a jsou na něm vidět jen kosti, nikoliv části fixátoru. Použití fixátoru typu Hoffmann II je ukázáno na obrázku 13.



Obrázek 13: Fixátor Hoffmann II

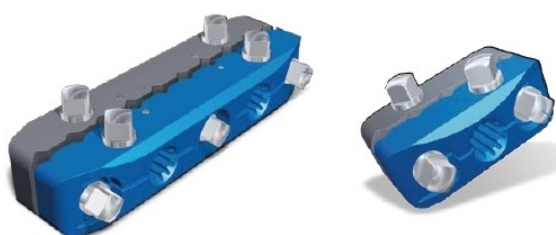
Celý komplet zevního fixátoru řady Hoffmann II se skládá z jednotlivých komponentů. Piny jsou v provedení s pěti nebo deseti dírami pro šrouby do kosti. Piny v provedení s pěti dírami se používají pro fixaci zlomenin dlouhých kostí, piny s deseti dírami poté slouží k fixaci rozsáhlých a složitých zlomenin. Lze použít v kombinaci rovných tyčí nebo tyčí zahnutých o 30 nebo 90°.



Obrázek 14: Pohybová a roztahovací tyč

Spojky fixátorů Hoffmann II jsou různého typu, například pro použití k tyčím o průměru 4, 5 nebo 8 mm pro použití u standardní podoby rámu fixátoru, pro zachycení pozice zlomeného segmentu kosti, nebo pro použití u kruhového typu fixátoru.

Vedle tyčí klasických tvarů, vyrobených buďto z uhlíkových vláken nebo hliníkových slitin, obsahuje sada Hoffmann II tyč stlačovací/ roztahovací a tyč pohybovou (obr. 14). První jmenovaná tyč umožňuje lékaři doladit vzdálenosti zlomených částí kosti během anebo po operaci. Druhá tyč – tyč pohybová umožňuje monitorovat jemné pohyby v oblasti zlomeniny.



Obrázek 15: Piny fixátoru Hoffmann II

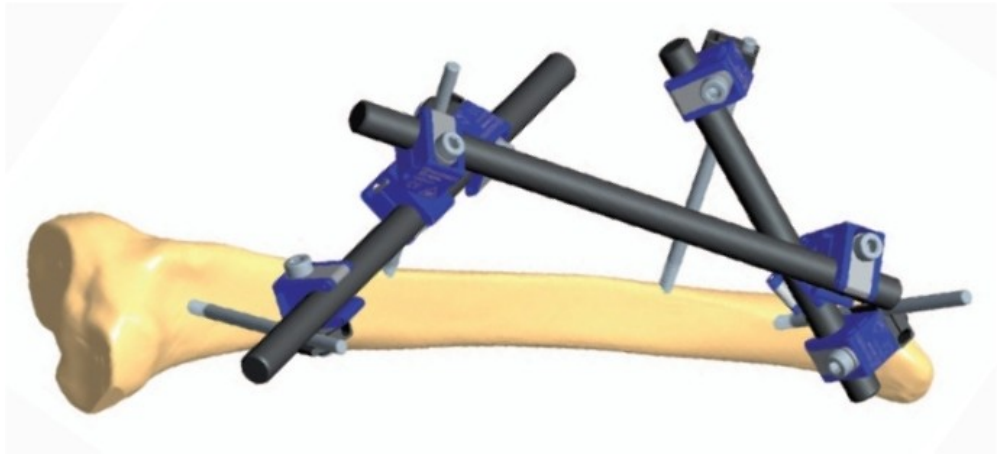
2.4 Fixátory firmy Orthofix

Na světovém trhu má také zastoupení firma Orthofix [11], která vyvíjí a vyrábí fixační sety pro použití podle oblasti aplikace. V souladu znění zadání mé diplomové práce zde uvedu set pro fixaci dlouhých kostí, tzn. kostí stehenních, lýtkových a holenních. Pohled na takovýto kompletní set poskytuje obr. 16.



Obrázek 16: Set pro fixaci dlouhých kostí

Protože princip funkce i upevnění k poraněné kosti je obdobný jako u předchozích firem, uvedu zde jen obrázek 17, kde je náhled konkrétního použití na stehenní kosti.



Obrázek 17: Fixátor Orthofix



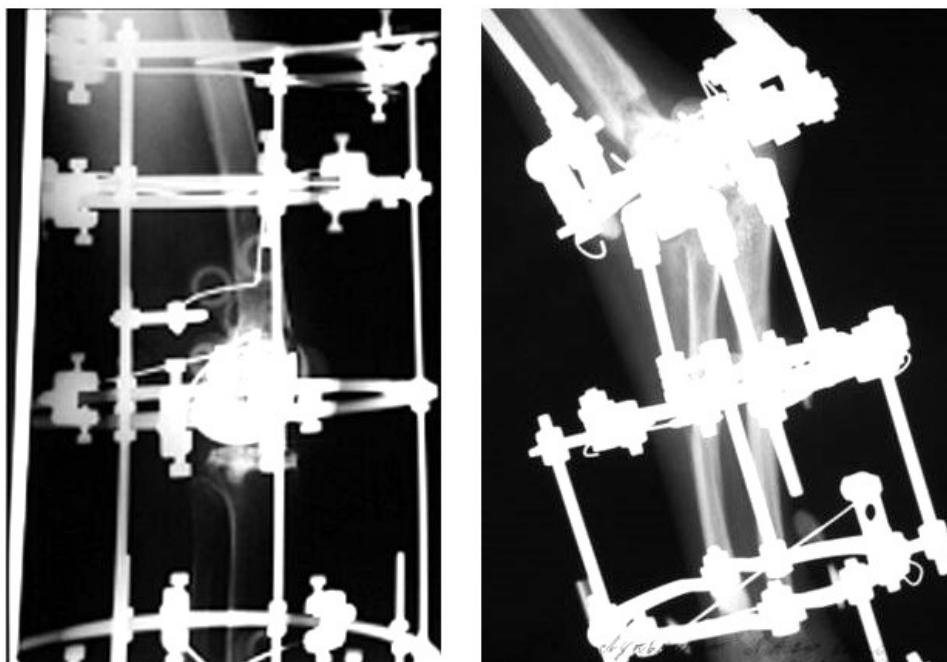
Obrázek 18: Způsoby ukotvení fixátoru ke kosti

3. Vlastní řešení zevního fixátoru

Požadavky na konstrukci zevních fixátorů

Ačkoliv fixátor jako takový je zdravotnická pomůcka prioritně konstruována pro pacienty, tou pravou cílovou skupinou lidí, kterým jsou fixátory především určeny, jsou lékaři. Právě lékařům, kteří v tomto případě zachraňují plnohodnotný život zraněným lidem, mají specifické požadavky na konstrukci fixátorů. Z hlediska pevnostního je nejdůležitější podmínkou, aby fixátor zvládl přenést veškerou sílu, která by mohla působit na poraněné místo. Je nezbytně nutné, aby na jednotlivé fragmenty zlomené kosti nepůsobily nežádoucí síly a mařily tak hojení úrazu.

S ohledem na diagnózu prostřednictvím rentgenových snímků je vyžadována maximální rentgenová transparentnost. To znamená použití plastických hmot, uhlíkových vláken, apod. Jen minimálně a v nezbytně nutných případech, kdy není jiného řešení, je možno použít části z kovu.



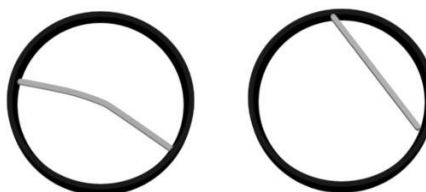
Obrázek 19: Rentgenový snímek zlomeniny s kovovým fixátorem

3.1 Vlastní varianty řešení uchycení drát/kruh

Konstrukční uzel uchycení drát/kruh

Konstrukční provedení zevního kruhového fixátoru se může rozdělit na dvě víceméně samostatné oblasti řešení. V první řadě je třeba zajistit upevnění Kirschnerových drátů k normálnímu kruhu. Na toto spojení je kladen vysoký důraz převážně z pozice působících sil, jelikož je nezbytně nutné, aby byl drát upevněn pevně a mohl tak přenášet síly působící na úlomky poraněné kosti. Při použití kovových součástí je tato podmínka snáze splnitelná. Jak už ale bylo zmíněno, při návrhu nových variant upnutí je upřednostňováno použití rentgenově transparentních materiálů, například plastů. Plast však není materiál, který by vydržel zatížení silou o vyšších hodnotách, proto je nutné s touto vlastností umělých hmot v návrhu konstrukčního celku upínání uvažovat.

Při aplikaci samotného fixátoru chtějí mít lékaři naprostou svobodu, kudy povedou Kirschnerovy dráty, a tím pádem, jak a ve kterých místech budou upevněny k nosné části fixátoru. Je požadováno uchycení drátu ke kruhu v co možná nejvíce pozicích po obvodu, protože drát při průchodu kostí nejde vždy přímo. Často se stane, že vybočuje vlivem nedokonale navrtnané díry v kosti. Proto je nutné, aby i když body uchycení drátu ke kruhu a průnik kosti nebudou v přímce, bude možná montáž.

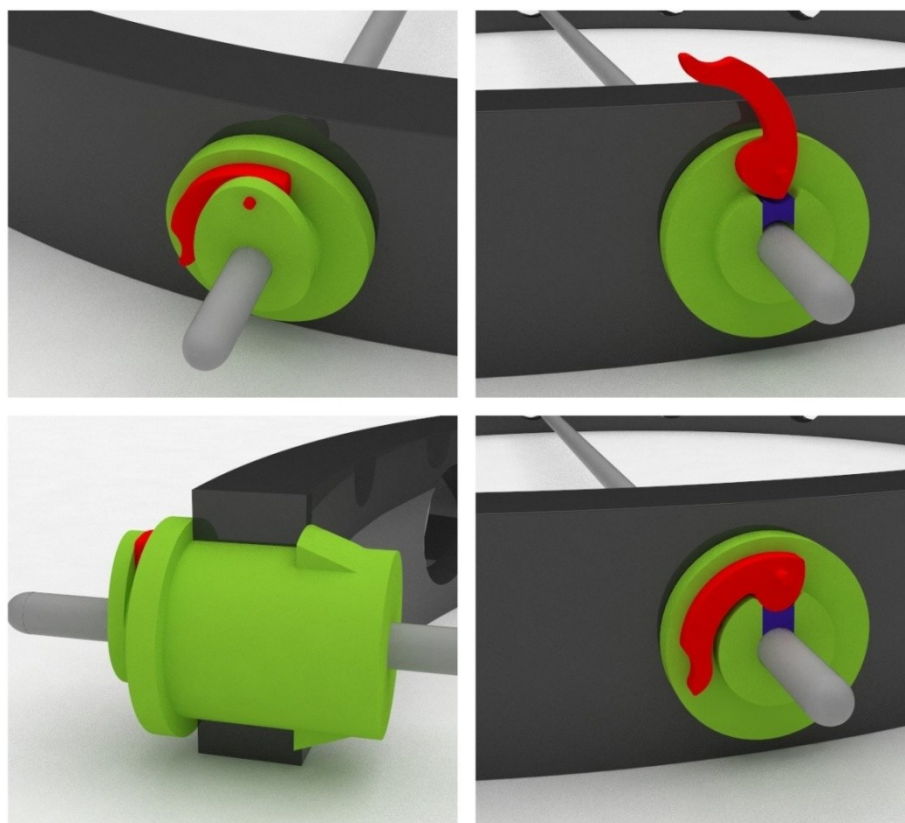


Obrázek 20: Možnosti vedení drátu

Také je třeba dbát na fakt, že drát neprochází vždy středem kruhu, proto je třeba uvažovat s uchycením, které by mělo být rotačně nastavitelné kolem osy Z. Při řešení tohoto konkrétního konstrukčního uzlu je nutné dbát také na to, aby bylo možné použít Kirschnerovy dráty v celé škále vyráběných průměrů. To znamená naprojektovat uchycení pro dráty o průměru minimálně 0,8 mm a maximálně 2,5 mm. Z hlediska rozměrů je také třeba uvažovat s vypočtenými rozměry nosného kruhu, a to jak s průřezem kruhu 10x25 mm, tak s průměrem celého kruhu od 80 do 300 mm.

3.1.1 Varianta první

Základ první uvažované varianty řešení je v nosném kruhu z uhlíkových vláken, který má po obvodě vyvrtané díry. Do těchto děr se pomocí pacek zacvakne tělo uchycení, kterým prochází díra pro vedení drátu. Jakmile se drát protáhne touto dírou, obsluha zatlačí páčku směrem dolů. Výstupek této páčky překoná odpor těla uchycení a přitlačí šoupátko na drát. Drát je tak přidržován šoupátkem a tělem uchycení.



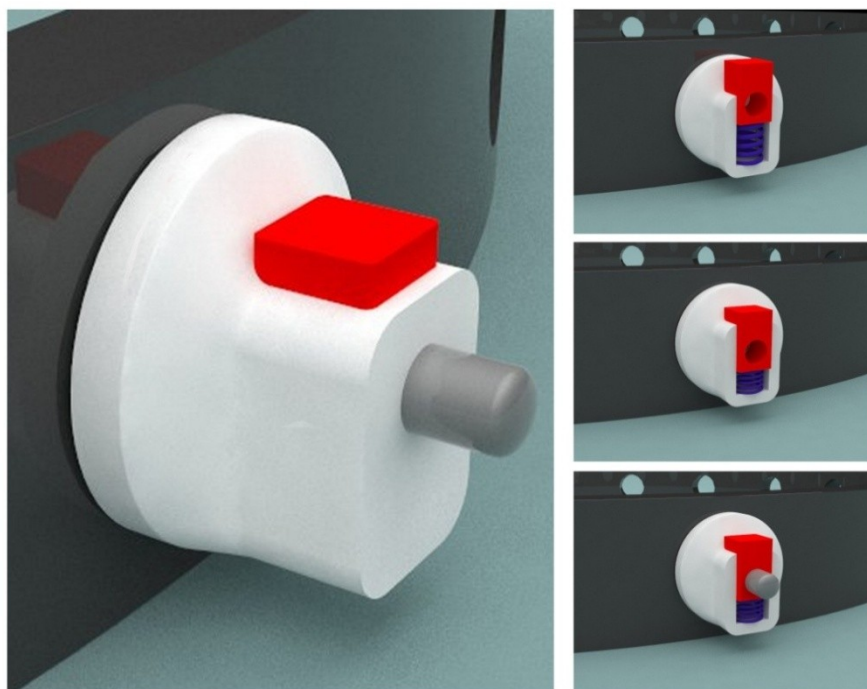
Obrázek 21: Varianta první

Nevýhody

Pro dostatečně pevné uchycení drátu je nutné, aby plastové šoupátko bylo pevně přitlačeno na povrch drátu. To by bylo možné realizovat pomocí páčky, ale je možné, že operující člověk by nebyl schopný vyvinout takovou sílu, aby překonal odpor plastového materiálu potřebný k sevření drátu.

3.1.2 Varianta druhá

V druhém návrhu byl použit stejný nosný kruh. Také princip připevnění těla uchycení ke kruhu fixátoru zůstal stejný. Změnil se ovšem princip, jakým se drát upne. Před vsunutím drátu se zmáčknutím šoupátka zprůchodní díra, do které se vsune drát. Uvolněním šoupátka na něj začne působit pružina, která prostřednictvím šoupátka přitlačí drát na stěnu těla uchycení. Takto jednoduchý princip umožňuje velice rychlé upevnění drátu k nosnému kruhu fixátoru.



Obrázek 22: Varianta druhá

Nevýhody:

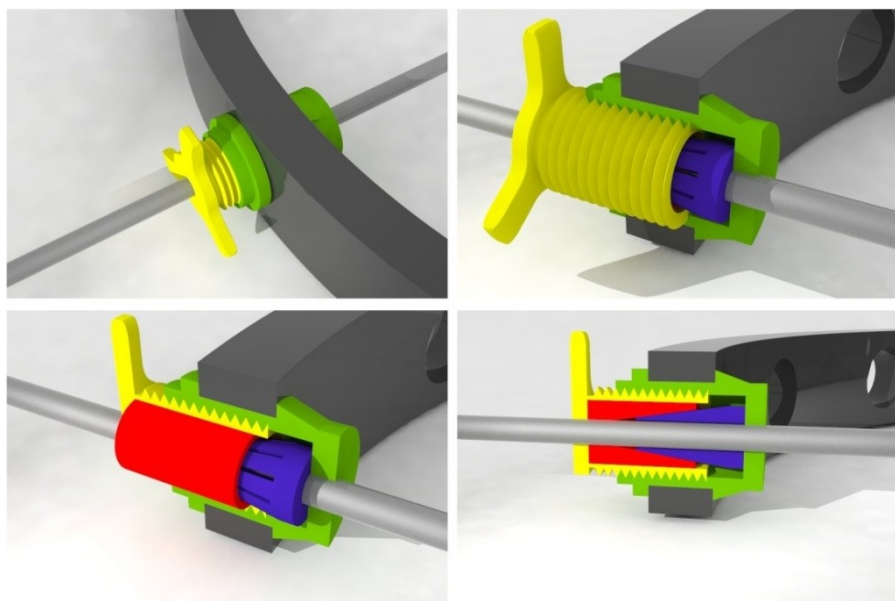
Značnou nevýhodou se opět jeví fakt, že při použití drátů o menších průměrech, bude přitlačná síla opět menší. Opakuje se tak nevýhoda z první varianty.

U tohoto řešení je rovněž nutná potřebná síla uchycení. Proto přitlačná síla pružinky musí být tak velká, aby byl zaručen dostatečně pevný spoj, proto pro stlačení pružiny je potřeba větší fyzické námahy. Takovou sílu ale operující personál mít nemusí.

Nevýhodou je také kovový materiál pružinky, který by byl viditelný na rentgenových snímcích.

3.1.3 Varianta třetí

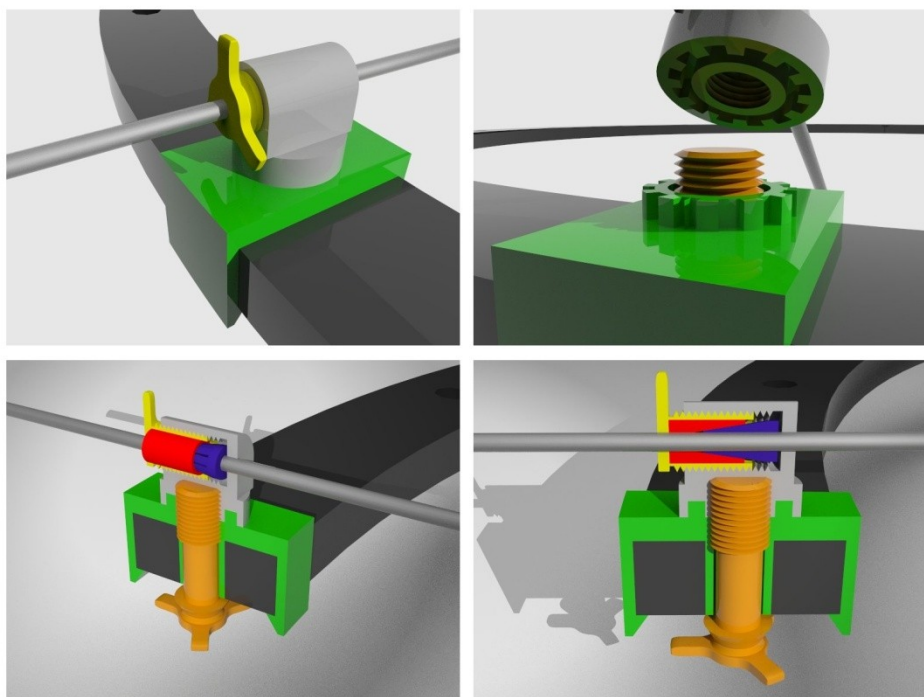
Třetí řešení v sobě nese principy, které se uplatnily v předchozích variacích. To znamená, že je použit opět stejný kruh s dírami i způsob zacvaknutí těla uchycení. Funkce upnutí je zde ale přepracována. Na vnitřní straně těla uchycení je vyroben závit, po kterém jezdí utahovací matka. Ta působí na přitlačný kroužek a tlačí jej na plastovou korunku, která drát uchopí. Pružnost plastové korunky zaručuje, že tento způsob lze použít pro všechny používané průměry Kirschnerových drátů.



Obrázek 23: Varianta třetí

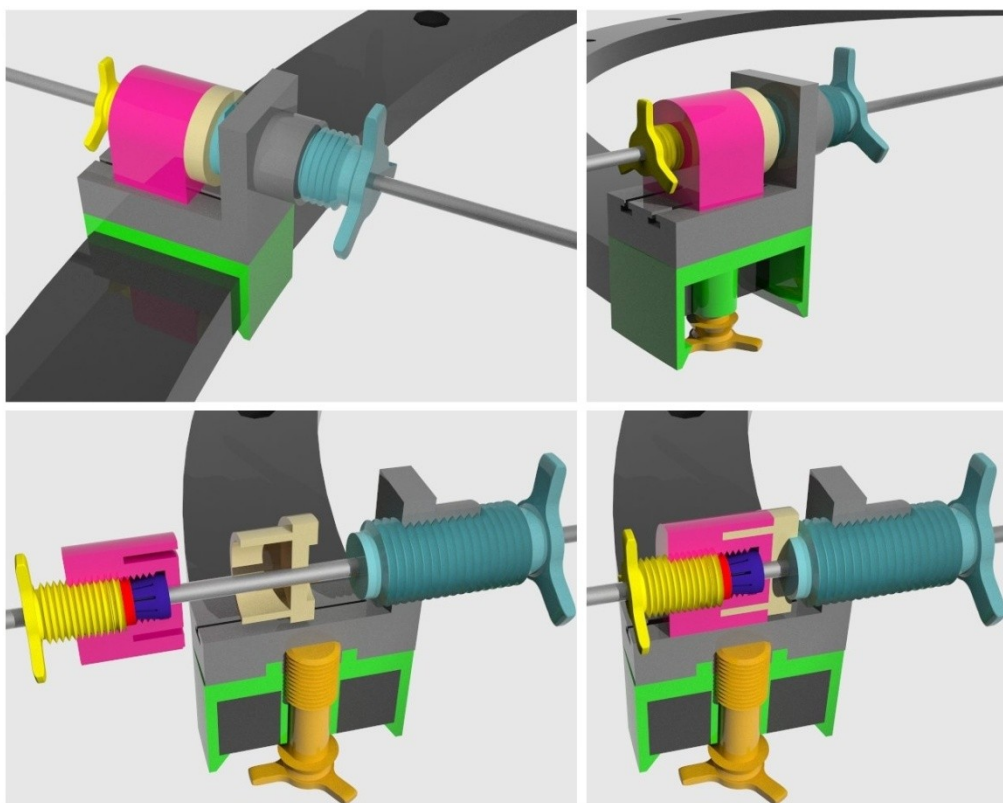
Tato varianta eliminuje všechny nevýhody prvních dvou řešení. Proto jsem se rozhodl tento způsob uchycení detailněji rozpracovat a přizpůsobit jej požadavkům pro konstrukci fixátoru.

Základní podobu evoluce třetí varianty zobrazuje obrázek č. 24, kde je navržena spona, která se nasune a zacvakne k nosnému kruhu. V tomto i v dalších případech je počítáno s kruhem o plochém průřezu 25x10 mm. Spodní zácvakky spony jsou navrženy pro různé průměry kruhů tak, že zajišťují dostatečné tvarové upevnění při nacvaknutí na kruh o vnitřním průměru 80 mm, ale i 300 mm. Spona je vybavena drážkováním, na které se nasune přepracované tělo uchycení. Toto drážkování umožňuje nastavit polohu uchycení rotačně kolem osy Z. V těle uchycení je zespodu vytvořen závit, do kterého se zašroubuje přitahovací šroub. Tímto šroubem připevníme celé upevnění ke kruhu a zároveň zajistíme polohu uchycení.



Obrázek 24: Evoluce třetí varianty

Aby konstrukční řešení uchycení Kirschnerova drátu ke kruhu splňovalo také požadavek na možnost napínání drátu, bylo nutné přetvořit tuto variantu tak, že se mezi sponu a samotné uchycení vymyslelo tělo napínání. Tento prvek převzal funkci vymezení otočné pozice v ose Z a umožnil pomocí napínacího šroubu podélný pohyb těla uchycení, které je ještě zajištěno pomocí T drážek. Mezi tělo napínání a tělo uchycení byl vložen plastový kroužek, aby rotační pohyb šroubu při utahování nepoškodil povrch těla uchycení. (obrázek 25)

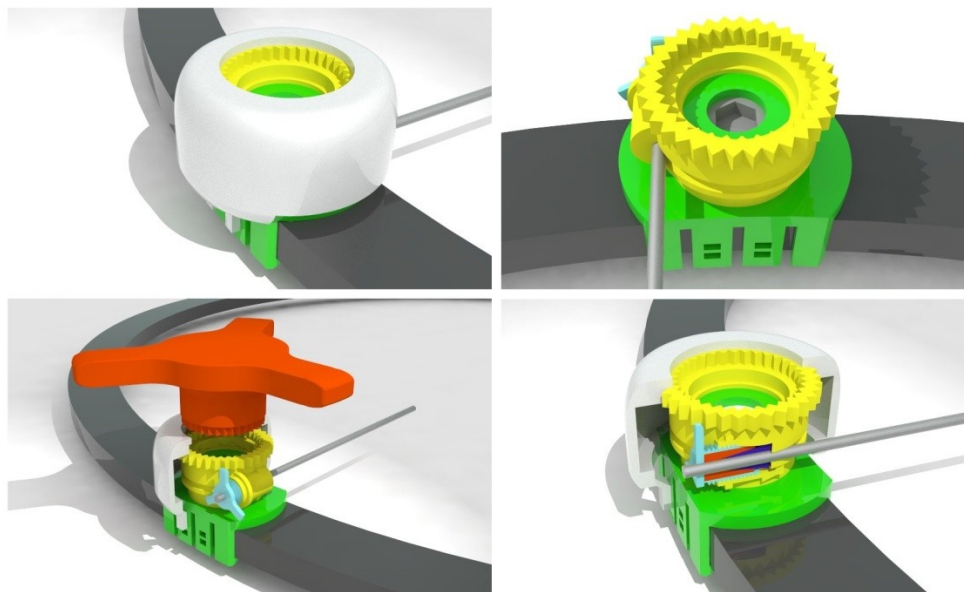


Obrázek 25: Konečná evoluce třetí varianty

Nevýhodou tohoto řešení byla konstrukční složitost a také velké rozměry celého konstrukčního celku.

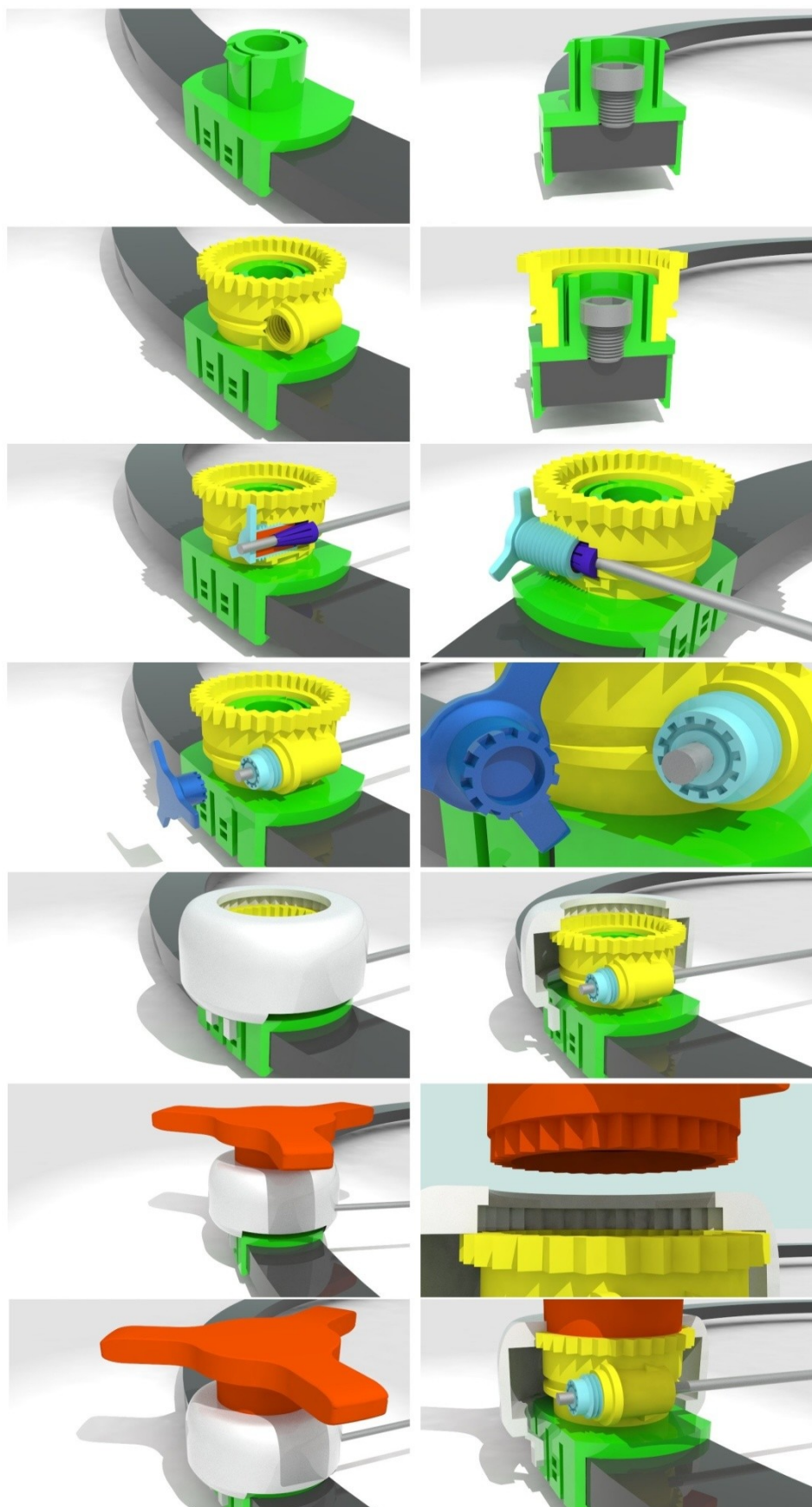
3.1.4 Varianta čtvrtá

Při redukování rozměrů řešeného uchycení byla vymyšlena čtvrtá a konečná varianta. Její základní myšlenkou bylo pomyslné namotávání Kirschnerova drátu. Toto namotání mělo zajistit jak nezbytný pevný spoj drátu s kruhem, tak i pozdější možnost napínání drátu.



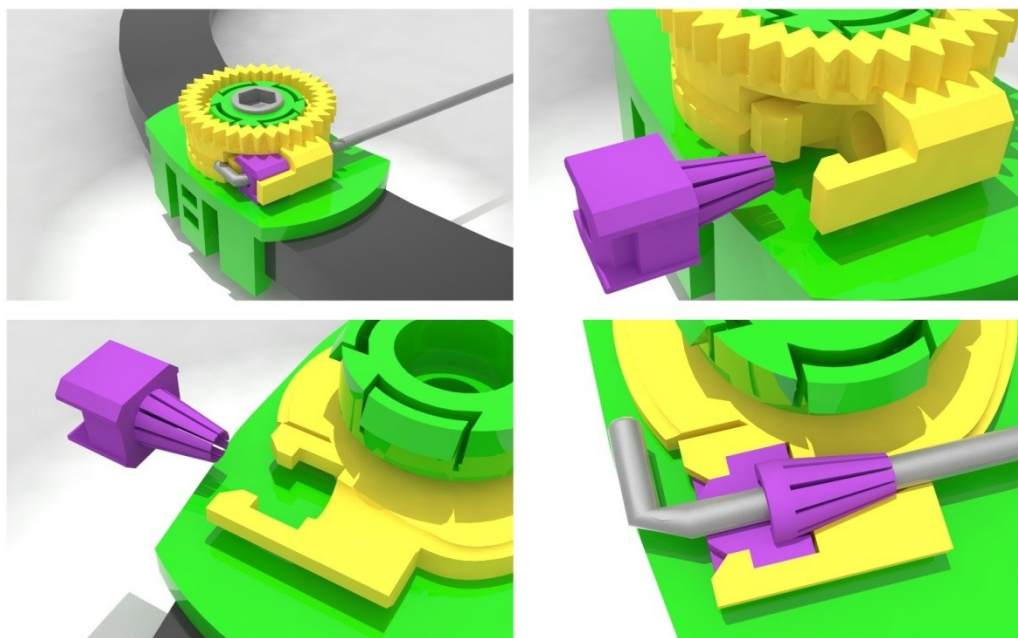
Obrázek 26: Čtvrtá varianta

Nejprve se na kruh nacvakne spona, jejíž princip je převzat z předchozích variant. Spona je díky pružnosti zacvakávacích pacek připevněna ke kruhu, avšak tento spoj je ještě pojištěn šroubkem. Tento šroubek plní také výztužnou funkci, jelikož působí také jako pomyslná osa otáčení těla napínání. Zmíněné tělo napínání připevníme opět pomocí pacek ke sponě. Toto spojení umožňuje rotaci a zamezuje posunu ve svislé ose. K takto připevněnému tělu napínání se upevní Kirschnerův drát. Způsoby upevnění Kirschnerova drátu k tělu napínání pomocí systému plastové korunky z kapitoly č. 3.3.3. V tomto okamžiku se opět pomocí pacek zacvakne ke sponě vrchní kryt. V této fázi je ale zacvaknutí provedeno do vrchní drážky, to znamená, že kryt je ke sponě upevněn, ale tělo napínání je ještě volně otočné. Vrchní dírou krytu prostrčíme shora klíč, který se zasune do vnitřního tisícíhranu těla namotání. Otáčením klíče drát namotáváme a také napínáme. Po dosažení požadované polohy zacvakneme kryt do druhé polohy. Kryt tak zajistí polohu těla napínání prostřednictvím tisícíhranu. Klíč se poté vytáhne a vrchní otvor je možno zakrýt pryžovou zásepkou. Názorněji je tento postup osvětlen na obrázku č. 27.



Obrázek 27: Princip čtvrté varianty

S ohledem na rozměry uchycení bylo zpracováno více variant upevnění drátu k tělu napínání. Jeden ze způsobů byl myšlen tak, že plastová korunka, která drát svírá, nebude přitlačována závitem, nýbrž bude silou přitlačena tak, aby se zácvaky na těle napínání seply a požadovanou sílu tak zajistily. Tento princip vysvětluje obrázek 28.

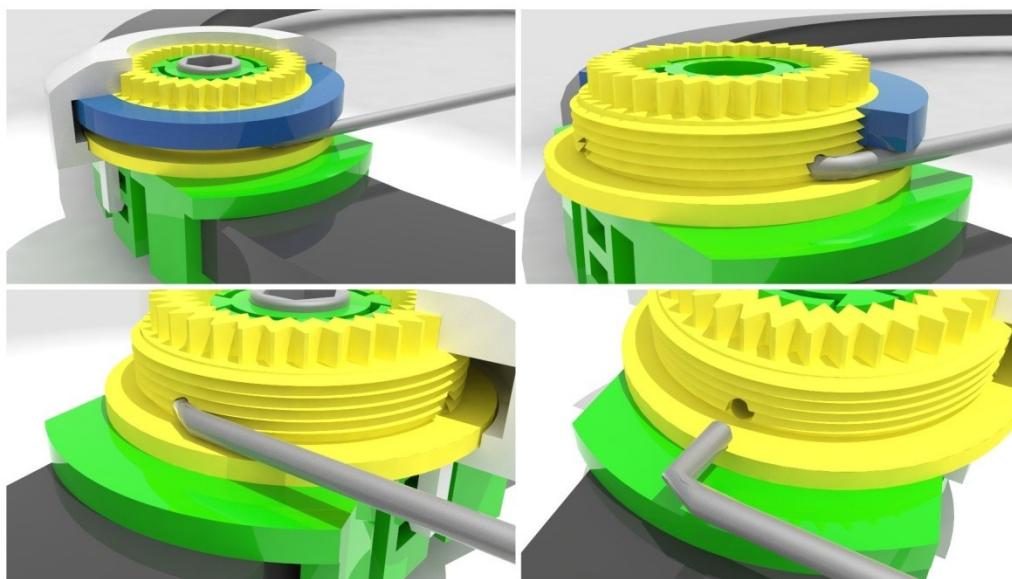


Obrázek 28: Vývoj uchycení drátu

Od této myšlenky bylo upuštěno, neboť by bylo potřeba velké síly pro přitlačení korunky do zácvaku. Dalším záporem se ukázalo, že při použití drátu menšího průměru by se nezajistilo dostatečně velké síly k připevnění drátu.

Při řešení pevnostních výpočtů se ale ukázalo, že pro tak malé rozměry a tak velké síly nelze praktikovat systém uchycení pomocí plastové korunky. Proto byl vymyšlen systém uchycení na jiném principu.

Na těle napínání byl zhotoven závit, po kterém se utahuje matka. Tato matka díky závitu většího rozměru (M32x1,5) vyvine dostatečnou sílu nato, aby uchytla drát dostatečně pevně. Tělo napínání má taktéž dodatečně vybudovanou díru pro drát, protože když se drát zahne ještě před dotažením matice, pojistí se spolehlivost jeho uchycení.



Obrázek 29: Konečné řešení uchycení drátu

3.2 Vlastní varianty řešení uchycení kruh/tyč

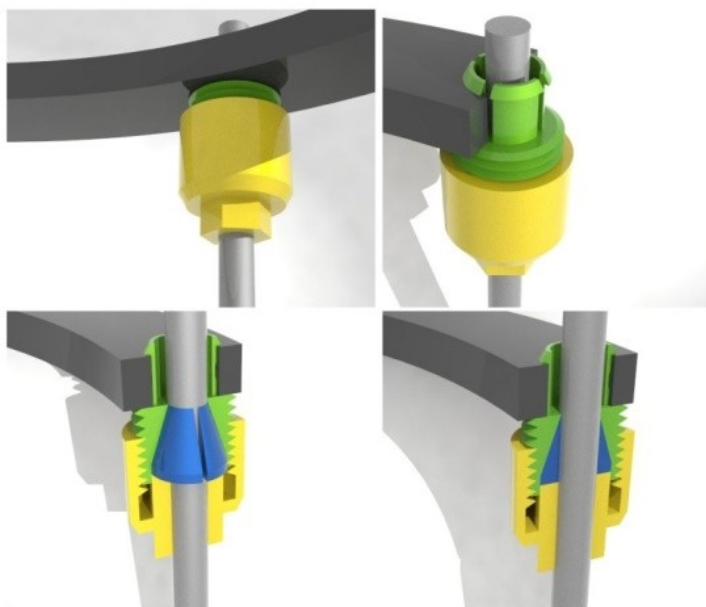
Konstrukční uzel uchycení kruh/tyč

Druhým důležitým konstrukčním řešením je spojení normého kruhu s tyčemi, které zajišťují vzájemnou polohu a přenos sil mezi dvěma kruhy. Podmínky kladené na toto spojení jsou obdobné jako u předchozího konstrukčního uzlu, tedy spojení Kirschnerových drátů k nosnému kruhu. Jde zde především o to, aby spojení bylo schopno přenést zatížení cca 190 kg, bylo co možná nejvíce rentgenově transparentní a také uživatelsky jednoduché.

Rozměrové podmínky pro dimenzování tohoto spojení vycházejí z rozměrů kruhů a rozměrů tyčí. Tyče se vyrábí o jednotném průměru 8mm. Naproti tomu rozměry kruhů, jak už bylo uvedeno výše, činí 10x25 mm v průřezu a jsou dostupné v provedení vnitřních průměrů 80 až 300 mm. Do kruhů je možno vyvrtat svislé díry po obvodu, což je pozitivní hlavně z hlediska menších rozměrů uchycení.

3.2.1 Varianta první

Zde byla uplatněna myšlenka z projektování konstrukčního uzlu drát/kruh. Celý komplet se upevní do díry v kruhu pomocí zacvakávacích pacek. Tím se zajistí pevné a nehybné spojení. Šroubováním matky přitlačuje plastová korunka na kuželovou plochu těla uchycení. Namísto korunky jsou zde použity dvě čelisti. Tyto čelisti pak tyč pevně uchytí.



Obrázek 30: Uchycení tyč/kruh

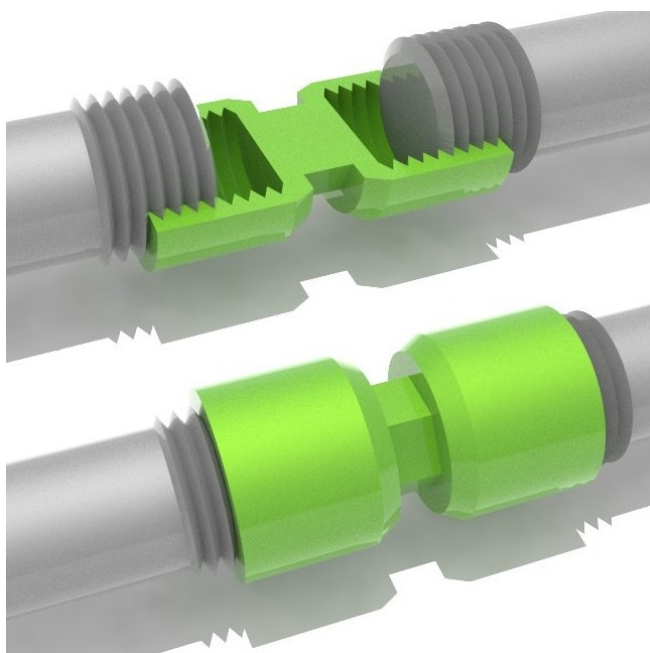
3.3 Vlastní varianty řešení regulace vzdálenosti kruhů

Konstrukční uzel regulace vzdálenosti kruhů

V některých případech komplikovaných zlomenin končetin si lékaři nevystačí pouze se zafixováním dvou nebo více úlomků polámané kosti při operačním zákroku bezprostředně po poranění. Tyto úlomky je potřeba po čase od sebe vzájemně oddálit nebo naopak k sobě přiblížit. Nároky lékařů na mechanismus, který jim umožní nastavit tuto vzájemnou polohu fragmentů během doby hojení zlomeniny, jsou kladené především na přesnost. Konstrukční řešení regulace vzdálenosti musí chirurgovi umožnit přiblížit nebo oddálit kruhy v rozmezí několika milimetrů. Přitom právě přesnost fungování sestavy přímo ovlivňuje polohu fragmentů kosti a tím i kvalitu léčby.

3.3.1 Varianta první

Při řešení vlastního návrhu mechanismu regulace vzdálenosti byl kladen důraz na jednoduchost. Princip konstrukčního uzlu vychází z pohybového šroubu popřípadě ze šroubového zvedáku. Nosné tyče jsou opatřeny závitem a působí tak jako šrouby. Závít musí mít však každá dvojice tyčí opačný, aby se rotací v jednom směru docílilo vzdalování nebo přiblížení kruhů. Funkci matice má mezikus se závity a s tvarovaným tělem na klíč č. 16.



Obrázek 31: Mechanismus oddalování kruhů

4. Pevnostní výpočty

V programu Dassault Catia byl nejprve vymodelovány 3D modely všech komponentů, aby bylo možné je podrobit pevnostním analýzám. Podle výsledků těchto analýz se poté jednotlivé díly konstrukčně upravily a byl k nim přiřazen materiál. Díky těmto úpravám a vlastnostem zvolených materiálů [6] vzešly příznivé hodnoty napětí, tudíž všechny díly sestavy fixátoru jsou pevnostně v pořádku.

4.1 Pevnostní výpočty dílů uchycení drát/kruh

Spona

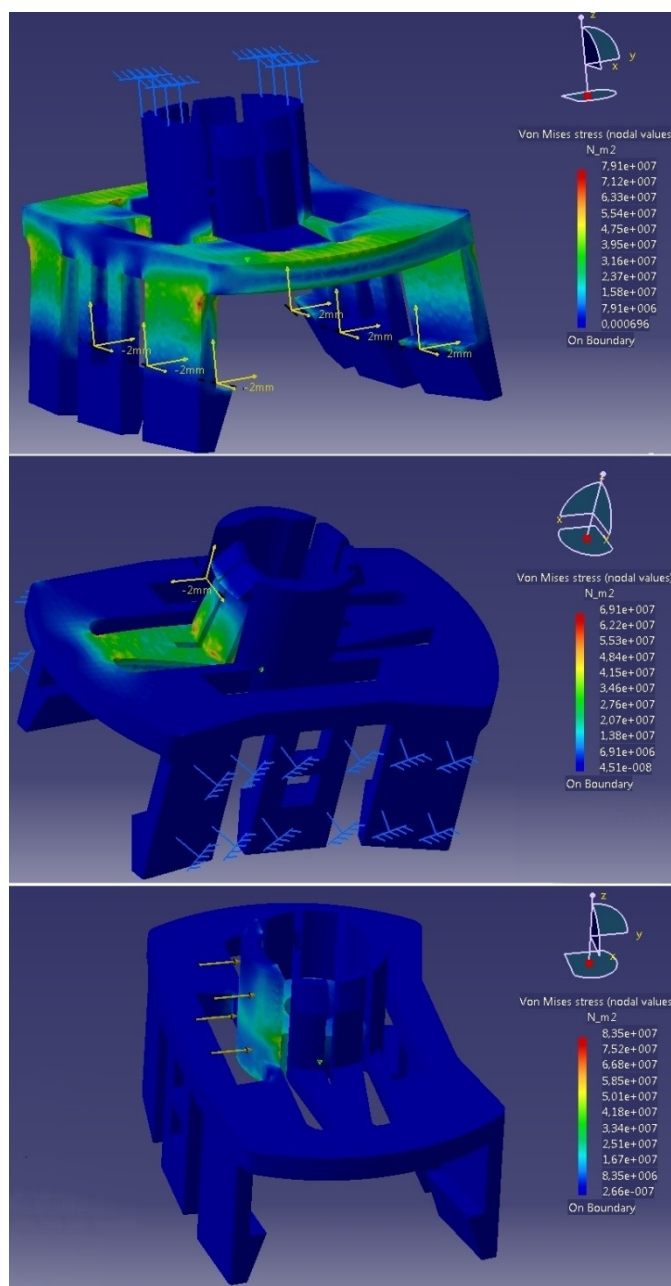
Spona uchycení drátu ke kruhu se musela v průběhu analýz v programu Catia značně modifikovat tak, aby výsledný díl snesl všechny namáhání, které na něj budou působit. Jako první byly spočítány zácvaky, které přidrží sponu ke kruhu. Zde byl výpočet proveden jako posuv hrany zácvaku a následným ohybem.

Na stejném principu byl postaven výpočet zácvaků, které přichycují tělo napínání na sponě.

Jelikož vrchní část spony bude při zatížení drátu působit na principu čepu, byla spočítána analýza i na toto namáhání, kdy na vnější stěnu spony působí síla 1 900 N, která odpovídá síle působící na drát.

Materiál	Alcom PA66 9101 MO1
Mez napětí v tahu (Young Modulus)	$R_m = 3\,400\text{ MPa}$
Mez kluzu (Yield Stress)	$R_e = 90\text{ MPa}$
Hustota (Density)	$\rho = 1\,140\text{ kg/m}^3$

Analýzy



Obrázek 32: Analýzy spony

Výsledky analýz

Mez kluzu materiálu $Re = 90 \text{ MPa}$

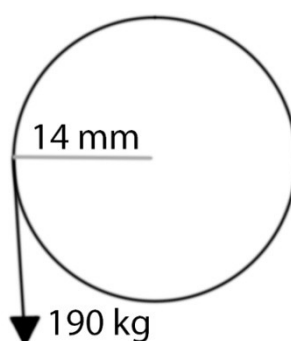
Zatížení spodních zácvaků $\sigma = 79,1 \text{ MPa}$

Zatížení vrchních zácvaků $\sigma = 69,1 \text{ MPa}$

Zatížení vrchní části $\sigma = 83,5 \text{ MPa}$

Tělo napínání

Pro tuto součást bylo potřeba určit a výpočtem zkontrolovat rozměry vnějšího a vnitřního drážkování [2]. Vnější drážkování navazuje na kryt a slouží k zajištění polohy upnutí drátu. Drážkování vnitřní navazuje na páku napínání a slouží k samotnému napínání upnutého drátu. Tělo napínání bylo pevnostně analyzováno na krut v oblastech obou jemných drážkování. Obě provedení drážkování byla analyzována na krouticí moment 26 094,6 Nmm.



Obrázek 33: Působení kroutícího momentu

Zatěžující síla (4.1.1)

$$F_{190\text{kg}} = m \times g = 190 \times 9,81 = 1\,863,9 \text{ [N]}$$

Kroutící moment (4.1.2)

$$M_k = F_{190} \times l = 1\,863,9 \times 14 = 26\,094,6 \text{ [Nmm]}$$

Velikost	z	D_{a1}	D_{a2}	D_{f1}	D_{f2}
8	28	8,1	6,9	6,91	8,21
10	28	10,1	8,1	8,26	9,9
12	30	12	10,1	10,2	12
14	31	14,2	12	12,06	14,18
17	32	17,2	14,9	14,91	17,28
20	33	20	17,3	17,37	20
24	34	23,9	20,8	20,76	23,76
30	35	30	26,5	26,40	30,06
34	36	34	30,5	30,38	34,17

Tabulka 1: Rozměry [mm] a počty zubů jemného drážkování podle ČSN 01 4933 [2]

Výpočet drážkování – vnitřní drážkování – Ø24mm

Typ drážkování	jemné drážkování
Modul drážkování	$m = 1,5$
Materiál	Altech PA66 A 2025109 GF25
Mez kluzu	$R_e = 160 \text{ MPa}$

Kontrola parametrů d a m (4.1.3)

$$d \leq D_{f1} = D - 2,2 \times m = 24 - 2,2 \times 1,5 = 20,7 \text{ [mm]}$$

Z tabulky 1 byly použity tyto hodnoty:

$$\text{hlavový průměr hřídele} \quad D_{a1} = 23,9 \text{ mm}$$

$$\text{hlavový průměr náboje} \quad D_{a2} = 20,8 \text{ mm}$$

$$\text{počet zubů} \quad z_D = 34$$

Střední průměr drážkování (4.1.4)

$$D_s = \frac{D_{a1} - D_{a2}}{2} = \frac{23,9 - 20,8}{2} = 22,35 \text{ [mm]}$$

Síla na jeden zub (4.1.5)

$$F_{Z1} = \frac{2 \times M_k}{0,5 \times z \times D_s} = \frac{2 \times 26094,6}{0,5 \times 34 \times 22,35} = 137,36 \text{ [N]}$$

Dovolený tlak (4.1.6)

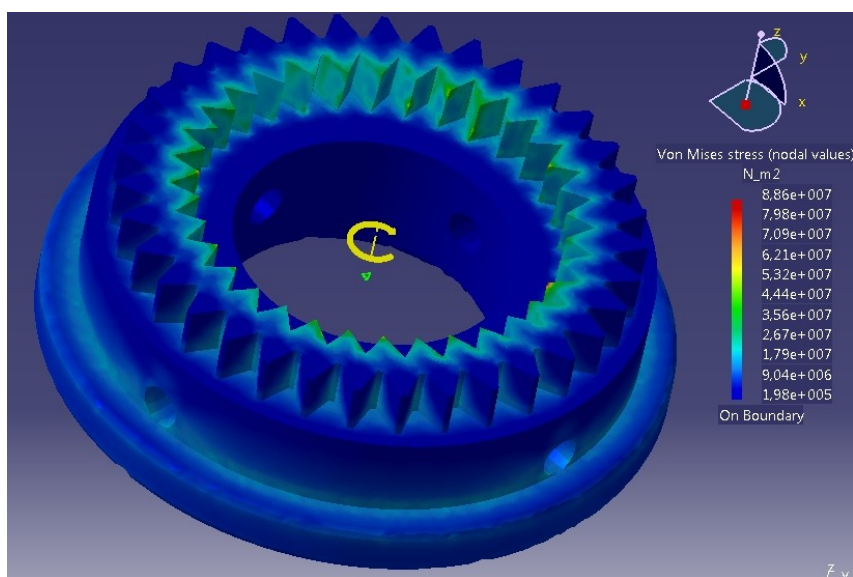
$$p_D = \frac{R_e}{k} = \frac{160}{5} = 32 \text{ [MPa]}$$

Délka drážkového spoje (4.1.7)

$$p_1 = \frac{F_{Z1}}{h \times l_d} = \frac{2 \times F_{Z1}}{(D_{a1} - D_{a2}) \times l} \leq p_D$$

$$l_d \geq \frac{2 \times F_{Z1}}{(D_{a1} - D_{a2}) \times p_D} = \frac{2 \times 137,36}{(23,9 - 20,8) \times 32} = 2,77 \text{ [mm]}$$

Analýza



Obrázek 34: Analýza vnitřního drážkování

Výsledky analýzy

Mez kluzu materiálu $Re = 160 \text{ MPa}$

Zatížení vnitřního drážkování $\sigma = 88,6 \text{ MPa}$

Výpočet drážkování – vnější drážkování – Ø30mm

Typ drážkování jemné drážkování

Modul drážkování $m = 1,5$

Materiál Altech PA66 A 2025109 GF25.

Mez kluzu $Re = 160 \text{ MPa}$

Kontrola parametrů d a m (4.1.9)

$$d \leq D_{f1} = D - 2,2 \times m = 30 - 2,2 \times 1,5 = 26,4 \text{ [mm]}$$

Z tabulky 1 byly použity tyto hodnoty:

hlavový průměr hřídele $D_{a1} = 30,0 \text{ [mm]}$

hlavový průměr náboje $D_{a2} = 26,5 \text{ [mm]}$

počet zubů $z_D = 35 [-]$

Střední průměr drážkování (4.1.10)

$$D_S = \frac{D_{a1} - D_{a2}}{2} = \frac{30,0 - 26,5}{2} = 28,25 \text{ [mm]}$$

Síla na jeden zub (4.1.11)

$$F_1 = \frac{2 \times M_k}{0,5 \times z \times D_S} = \frac{2 \times 26094,6}{0,5 \times 35 \times 28,25} = 105,57 \text{ [N]}$$

Dovolený tlak (4.1.12)

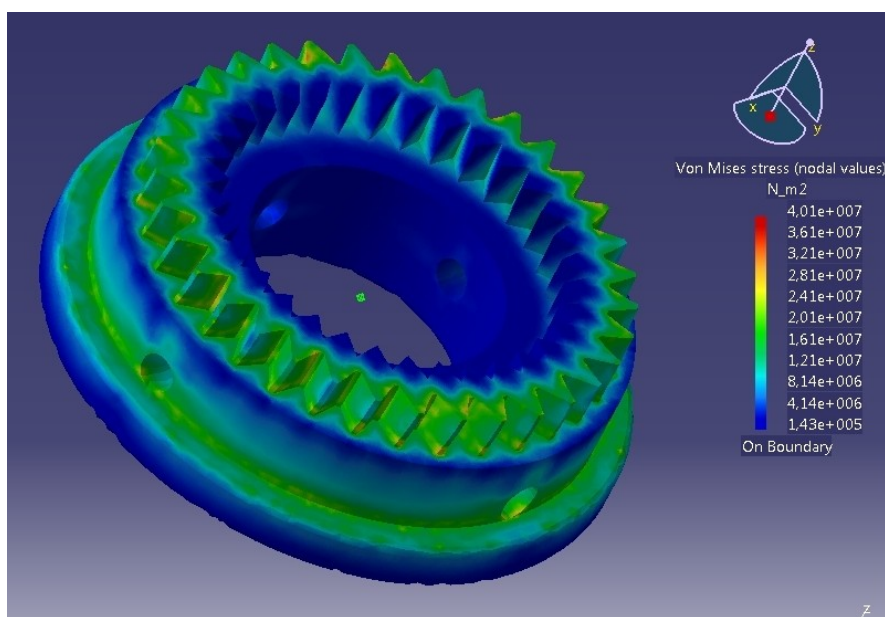
$$p_D = \frac{R_e}{k} = \frac{160}{5} = 32 \text{ [MPa]}$$

Délka drážkového spoje (4.1.13)

$$p_1 = \frac{F_1}{h \times l} = \frac{2 \times F_1}{(D_{a1} - D_{a2}) \times l} \leq p_D$$

$$l \geq \frac{2 \times F_1}{(D_{a1} - D_{a2}) \times p_D} = \frac{2 \times 105,57}{(30,0 - 26,5) \times 32} = 1,88 \text{ [mm]}$$

Analýza



Obrázek 35: Analýza vnějšího drážkování

Výsledky analýzy

Mez kluzu materiálu $Re = 160 \text{ MPa}$

Zatížení vnitřního drážkování $\sigma = 40,1 \text{ MPa}$

Matice

Komponent matice je navržen tak, aby síla, kterou bude drát přitlačovat k tělu napínání, byla taková, aby se zajistil pevné uchycení drátu. Toto uchycení musí být dostatečně pevné i pro napínání drátu, které se běžně provádí až do velikosti 190 kilogramů.

Materiál Altech PA66 A 2025109 GF25

Mez kluzu $Re = 160 \text{ MPa}$

Součinitel bezpečnosti $k = 5$

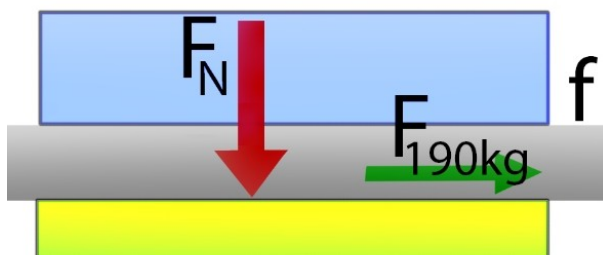
Koeficient zohledňující vliv neznámého krutu $\beta = 1,3$

Předběžný návrh závitu

Dovolené napětí (4.1.14)

$$\sigma_{\text{DOV}} = \frac{R_e}{k} = \frac{160}{5} = 32 \text{ [MPa]}$$

Zatěžující síla (4.1.15)



Obrázek 36: Schéma působení sil

$$F_T \geq F_{190\text{kg}}$$

$$F_N \times f \geq F_{190\text{kg}}$$

$$F_N = \frac{F_{50\text{kg}}}{f} = \frac{m \times g}{f} = \frac{190 \times 9,81}{0,35} = 5\,325,4 \text{ [N]}$$

Koeficient tření $f = 0,15 \div 0,45$... uvažovaná velikost 0,35

Coefficients of friction at 23°C, without running-in			
DSM Products	Polymer description	On itself	On steel
Akulon	PA6 & PA6.6	0.15 – 0.45	0.20 – 0.50
Stanyl	PA4.6	0.15 – 0.45	0.20 – 0.50
Arnite	PBT	0.20 – 0.40	0.20 – 0.45
	PET	0.20 – 0.30	0.15 – 0.25
Xantar	PC	0.30 – 0.50	0.25 – 0.50
Xantar C	PC + ABS	0.30 – 0.50	0.25 – 0.50

Tabulka 2: Koeficienty tření [7]

Průměr šroubu (4.1.16)

$$d_3 \geq \sqrt{\frac{4 \times F \times \beta \times k}{Re \times \pi}} = \sqrt{\frac{4 \times 5325,4 \times 1,3 \times 5}{160 \times \pi}} = 16,6 \text{ [mm]}$$

Při navrhování součástí uchycení drátu bylo uvažováno se závitem M32

Závit M32_x1,5

$$d = D = 32,000 \text{ mm}$$

$$d_1 = D_1 = 30,376 \text{ mm}$$

$$d_2 = D_2 = 31,026 \text{ mm}$$

$$d_3 = D_3 = 30,160 \text{ mm}$$

$$P = 1,5 \text{ mm}$$

Kontrola samosvornosti

Úhel stoupání (4.1.17)

$$\gamma = \arctg\left(\frac{P}{\pi \times d_2}\right) = \arctg\left(\frac{1,5}{\pi \times 31,026}\right) = 0,88 \text{ [°]}$$

Úhel tření (4.1.18)

$$\varphi = \arctg \frac{f}{\cos \frac{\alpha}{2}} = \arctg \frac{0,35}{\cos \frac{60^\circ}{2}} = 21,8 \text{ [°]}$$

$$\gamma \leq \varphi$$

$$0,88 \leq 21,8 \quad \dots \text{vyhovuje, závit je samosvorný}$$

Pevnostní kontrola na redukované napětí

Normálové napětí (4.1.19)

$$\sigma_D = \frac{F_N}{\frac{\pi \times d_3^2}{4}} = \frac{5325,4}{\frac{\pi \times 30,160^2}{4}} = 7,46 \text{ [MPa]}$$

Třecí úhel (4.1.20)

$$M_{TZ} = F_N \times \operatorname{tg}(\gamma + \varphi) \times \frac{d_2}{2} = 5325,4 \times \operatorname{tg}(0,88 + 21,8) \times \frac{31,026}{2} = 33\,871,3 \text{ [Nmm]}$$

Třecí napětí (4.1.21)

$$\tau = \frac{M_{TZ}}{W_k} = \frac{M_{TZ}}{\frac{\pi \times d_3^3}{16}} = \frac{33\,871,3}{\frac{\pi \times 30,160^3}{16}} = 6,29 \text{ [MPa]}$$

Redukované napětí (4.1.22)

$$\sigma_{RED} = \sqrt{\sigma_D^2 + 4 \times \tau^2} = \sqrt{7,46^2 + 4 \times 6,29^2} = 14,62 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_{RED} \leq \sigma_{DOV}$$

$$14,62 \leq 32 \quad \dots \text{vyhovuje}$$

Výpočet výšky matice

Počet závitů (4.1.23)

$$z \geq \frac{F_N}{\pi \times d_2 \times H_1 \times P_{DOV}} = \frac{5325,4}{\pi \times 31,026 \times 0,812 \times 32} = 2,10 \text{ [-]}$$

Nosná hloubka závitu (4.1.24)

$$H_1 = \frac{d - D_1}{2} = \frac{32,000 - 30,376}{2} = 0,812 \text{ [mm]}$$

Výška matice (4.1.25)

$$h = z \times P = 2,10 \times 1,5 = 3,15 \text{ [mm]}$$

Dimenzování páky

Délka páky (4.1.26)

$$M_k = F \times L_P$$

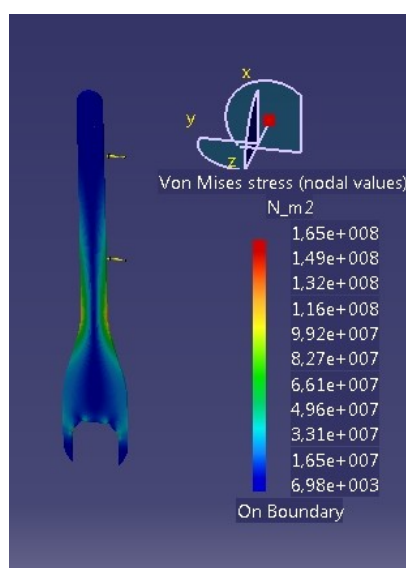
$$L_P = \frac{M_k}{F_{LP}} = \frac{2 \times M_{TZ}}{F_{LP}} = \frac{2 \times 33\,871,3}{250} = 270,9 \text{ [mm]}$$

Síla lidské paže $F_{LP} = 200 \div 300 \text{ N}$...uvažovaná velikost 250 N

Klíč

Neboť z předchozího výpočtu není možné, aby matici k tělu napínání utahoval člověk samotnou rukou, bylo třeba navrhnout klíč, kterým lze vyvinout potřebný utahovací moment. Výhodou je, že tento klíč může být vyroben z rentgenově netransparentního materiálu, protože jeho funkce je vyžadována jen při montáži fixátoru, a nebude součástí sestavy při pořizování rentgenových snímků. Proto je uvažováno, že bude vyroben z ocelového plechu oceli 11 500 [4] tloušťky 3 mm. Délku klíče nám udává vypočtená délka páky z předchozího bodu. Proto byla zvolena délka 300 mm. Klíč byl podroben analýze v Catii.

Analýza



Obrázek 37: Analýza klíče

Výsledky analýzy

Mez kluzu materiálu $R_e = 290 \text{ MPa}$

Zatížení vnitřního drážkování $\sigma = 165 \text{ MPa}$

Kryt

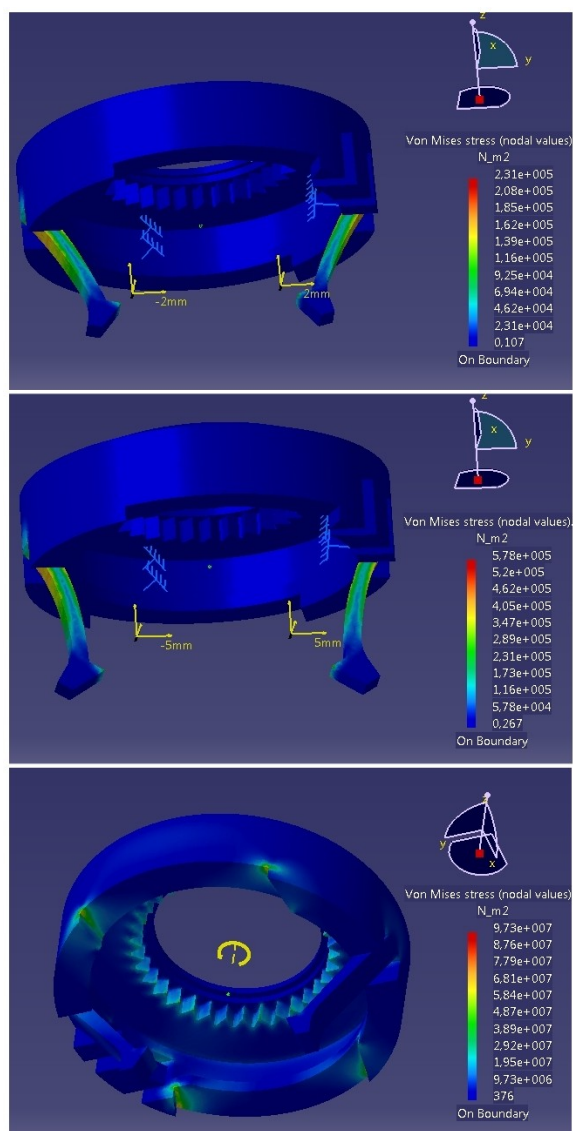
Kryt uchycení má funkci nejen ochrannou, ale také zjišťuje pevnou polohu napnutí, a proto jej bylo potřeba také podrobit pevnostním analýzám. Jemné drážkování, které pro zajištění polohy bylo určeno, bylo analyzováno na působení kroutícího momentu 26 094,6 Nmm (4.1.2) v programu Catia. Taktéž byla provedena analýza zácvaků z hlediska zácvaknutí ve sponě, tak z hlediska průchodu přes tělo namotávání. Všechny analýzy jsou znázorněny na obrázku 38.

Z požadavků na pevnost a houževnatost materiálu, ze kterého by měl být kryt vyhotoven, byl určen materiál Altech PA66 A 2025109 GF25.

Pro pevnostní analýzu v programu Catia byly potřeba tyto hodnoty:

Materiál	Altech PA66 A 2025109 GF25
Mez napětí v tahu (Young Modulus)	$R_m = 8\,000\text{ MPa}$
Mez kluzu (Yield Stress)	$R_e = 160\text{ MPa}$
Hustota (Density)	$\rho = 1\,320\text{ kg/m}^3$

Analýzy



Obrázek 38:Analýzy krytu

Výsledky analýzy

<u>Mez kluzu materiálu</u>	<u>Re = 160 MPa</u>
Průhyb zácvků o 2mm	$\sigma = 0,23 \text{ MPa}$
Průhyb zácvků o 5mm	$\sigma = 5,78 \text{ MPa}$
Zatížení vnitřního drážkování	$\sigma = 97,3 \text{ MPa}$

Páka napínání

Pákou napínání se rozumí nástroj, díky němuž lze otáčet tělem napínání. To je možné díky jemnému drážkování, které bylo předmětem výpočtu v kapitole 4.1.2.

Délka páky se poté vypočítala z momentu, který působí drát na tělo napínání. Tento moment je vypočten v téže kapitole (4.1.2).

Délka páky (4.1.27)

$$L_P = \frac{M_k}{F_{LP}} = \frac{26\,094,6}{250} = 104,37 \text{ [mm]}$$

Průměr páky byl zvolen z ergonomického hlediska 20 mm.

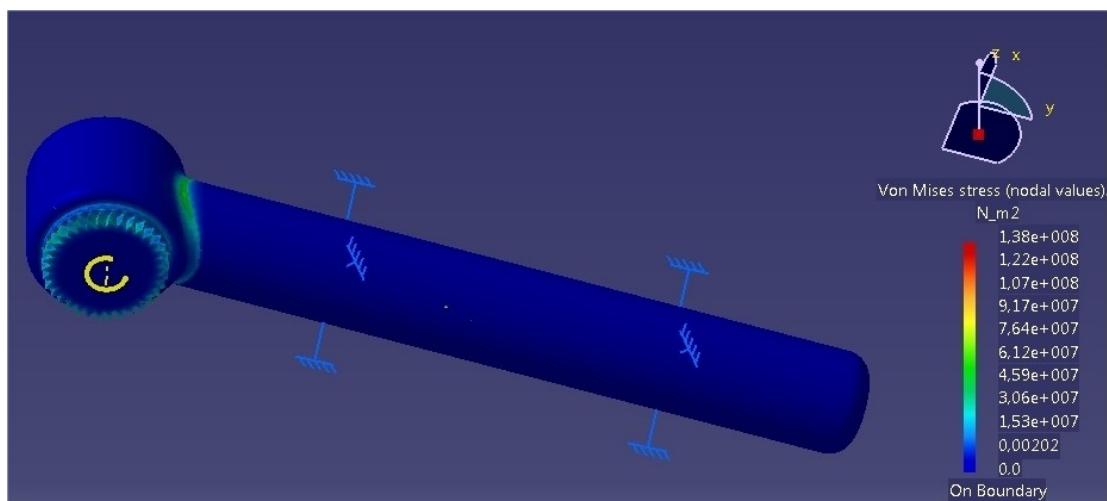
Materiál Altech PA66 A 2025109 GF25

Mez napětí v tahu (Young Modulus) $R_m = 8\,000 \text{ MPa}$

Mez kluzu (Yield Stress) $R_e = 160 \text{ MPa}$

Hustota (Density) $\rho = 1\,320 \text{ kg/m}^3$

Analýza



Obrázek 39: Analýza páky napínání

Výsledky analýzy

Mez kluzu materiálu $R_e = 160 \text{ MPa}$

Průhyb zácvků o 2mm $\sigma = 138 \text{ MPa}$

4.2 Pevnostní výpočty dílů uchycení tyč/kruh

Tělo uchycení

Tělo uchycené tyče ke kruhu bylo podrobena dvěma analýzám. Zprv se jednalo o výpočet napětí, které vyvolá ohyb zácvaků. Tyto zácvaky zajišťují pevné spojení těla uchycení ke kruhu. Byl zde použit stejný postup jako u výše popsaných zácvaků.

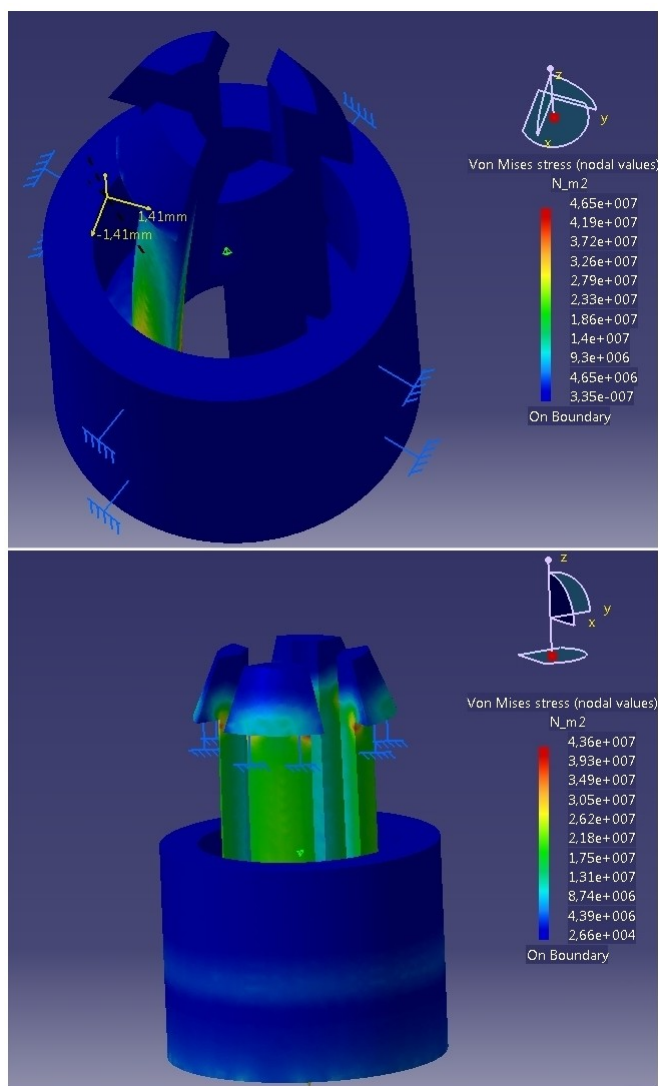
Druhým výpočtem se ověřilo, zda tělo uchycení přenese sílu, která na spoj působí. Tato síla byla určena na 2 000 N (200 kg), tzn. cca 500 N na každý spoj při použití čtyř nosných tyčí. Obrázek dokládá obě provedené analýzy.

Postupem analýz se ukázal jako nevhodnější materiál Alcom PA66 9101 MO1.

Pro pevnostní analýzu v programu Catia byly potřeba tyto hodnoty:

Materiál	Alcom PA66 9101 MO1
Mez napětí v tahu (Young Modulus)	$R_m = 3\,400\text{ MPa}$
Mez kluzu (Yield Stress)	$R_e = 90\text{ MPa}$
Hustota (Density)	$\rho = 1\,140\text{ kg/m}^3$

Analýzy

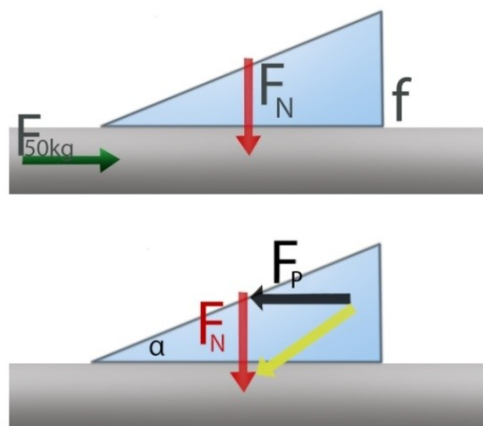


Obrázek 40: Analýzy těla uchycení

Výsledky analýzy

<u>Mez kluzu materiálu</u>	<u>Re = 90 MPa</u>
Průhyb zácvků	$\sigma = 46,5 \text{ MPa}$
Zatížení zácvků	$\sigma = 43,6 \text{ MPa}$

Čelisti uchycení



Obrázek 41: Schéma rozložení sil

$$F_T \geq F_{50\text{kg}} \quad (4.1.28)$$

$$F_N \times f \geq F_{50\text{kg}}$$

$$F_N = \frac{F_{50\text{kg}}}{f} = \frac{m \times g}{f} = \frac{50 \times 9,81}{0,35} = 1\,401,4 \text{ [N]}$$

$$F_P = \frac{F_N}{\text{tg}\alpha} = \frac{1\,401,4}{\text{tg}20^\circ} = 3\,850,3 \text{ [N]}$$

Matice dotahování

Součást matice dotahování zprostředkovává sílu vynaloženou k jejímu utahování na sílu, která přitlačuje čelisti k tyči, a zajišťuje tak potřebně pevné spojení. Pro tento díl byl vybrán materiál Altech PA66 A 2025109 GF25, který má dostatečnou pevnost k přenosu této síly.

Materiál Altech PA66 A 2025109 GF25

Mez kluzu $R_e = 160 \text{ MPa}$

Součinitel bezpečnosti $k = 5$

Koeficient zohledňující vliv neznámého krutu $\beta = 1,3$

Předběžný návrh závitu

Dovolené napětí (4.1.29)

$$\sigma_{\text{DOV}} = \frac{R_e}{k} = \frac{160}{5} = 32 \text{ [MPa]}$$

Zatěžující síla (4.1.30)

$$F_p = 7\,209,5 \text{ [N]}$$

Průměr šroubu (4.1.31)

$$d_3 \geq \sqrt{\frac{4 \times F_p \times \beta \times k}{R_e \times \pi}} = \sqrt{\frac{4 \times 3850,3 \times 1,3 \times 5}{160 \times \pi}} = 14,12 \text{ [mm]}$$

Při navrhování této součásti bylo uvažováno se závitem M22

$$d = D = 22,000 \text{ mm}$$

$$d_1 = D_1 = 20,917 \text{ mm}$$

$$d_2 = D_2 = 21,350 \text{ mm}$$

$$d_3 = D_3 = 20,773 \text{ mm}$$

$$P = 1 \text{ mm}$$

Kontrola samosvornosti

Úhel stoupání (4.1.32)

$$\gamma = \arctg\left(\frac{P}{\pi \times d_2}\right) = \arctg\left(\frac{1}{\pi \times 21,350}\right) = 0,85 \text{ [°]}$$

Úhel tření (4.1.33)

$$\varphi = \arctg \frac{f}{\cos \frac{\alpha}{2}} = \arctg \frac{0,35}{\cos \frac{60^\circ}{2}} = 21,8 \text{ [°]}$$

$$\gamma \leq \varphi$$

$$0,85 \leq 21,8 \quad \dots \text{vyhovuje, závit je samosvorný}$$

Výpočet výšky matice

Počet závitů (4.1.34)

$$z \geq \frac{F_P}{\pi \times d_2 \times H_1 \times P_{\text{DOV}}} = \frac{3\,850,3}{\pi \times 21,350 \times 0,54 \times 30} = 3,3 [-]$$

Nosná hloubka závitů (4.1.35)

$$H_1 = \frac{d - D_1}{2} = \frac{22,000 - 20,917}{2} = 0,54 [\text{mm}]$$

Výška matice (4.1.36)

$$h = z \times P = 3,3 \times 1 = 3,3 [\text{mm}]$$

Dimenzování páky

Délka páky (4.1.37)

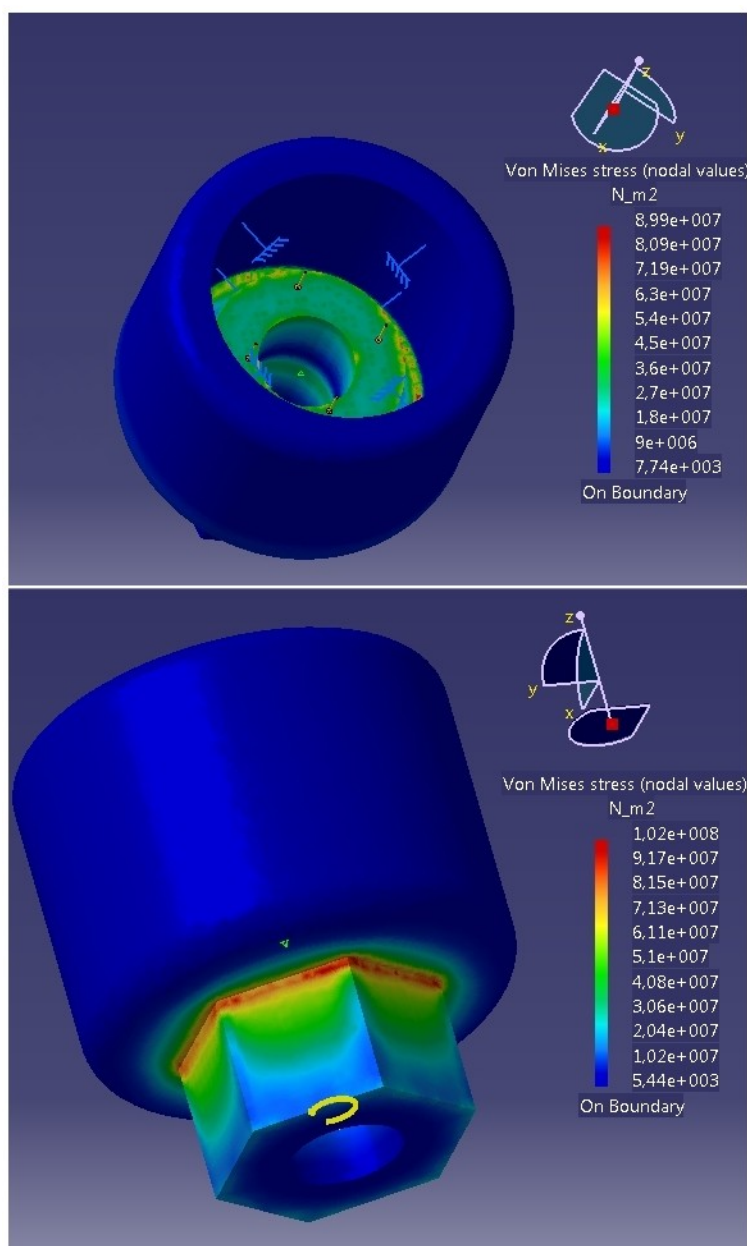
$$M_k = F_{LP} \times L_P$$

$$L_P = \frac{M_k}{F_{LP}} = \frac{2 \times M_{TZ}}{F_{LP}} = \frac{2 \times 16\,843,9}{250} = 134,75 [\text{mm}]$$

Síla lidské paže $F_{LP} = 200 \div 300 \text{ N}$... uvažovaná velikost 250 N

Konstrukce matice dotahování je opatřena šestihranem pro dotahování klíčem velikosti 16 mm.

Analýzy



Obrázek 42: Analýzy matice dotahování

Výsledky analýzy

Mez kluzu materiálu	$\text{Re} = 160 \text{ MPa}$
Zatížení silou přitahování	$\sigma = 89,9 \text{ MPa}$
Utahování šestihranu	$\sigma = 102 \text{ MPa}$

Pevnostní výpočty dílů regulace vzdálenosti kruhů

Nastavovací matice

Pevnostní výpočet regulace vzdálenosti kruhů byl pojat principiálně stejně jako u výpočtu šroubového zvedáku. Postup byl proto v souladu s Vysokoškolskou příručkou pro konstrukční návrh a výpočet ručního šroubového zvedáku.[1]

Materiál Alcom PA66 9101 MO1

Mez kluzu $R_e = 90 \text{ MPa}$

Součinitel bezpečnosti $k = 5$

Koeficient zohledňující vliv neznámého krutu $\beta = 1,3$

Předběžný návrh závitu

Dovolené napětí (4.1.38)

$$\sigma_{\text{DOV}} = \frac{R_e}{k} = \frac{90}{5} = 18 \text{ [MPa]}$$

Zatěžující síla (4.1.39)

$$F_{50\text{kg}} = m \times g = 50 \times 9,81 = 490,5 \text{ [N]}$$

Zatěžující síla na jednu matici (4.1.40)

$$F_R = \frac{F}{2} = \frac{490,5}{2} = 245,25 \text{ [N]}$$

Průměr šroubu (4.1.41)

$$d_3 \geq \sqrt{\frac{4 \times F \times \beta \times k}{R_e \times \pi}} = \sqrt{\frac{4 \times 245,25 \times 1,3 \times 5}{90 \times \pi}} = 4,75 \text{ [mm]}$$

Při navrhování této součásti bylo uvažováno se závitem M10x0,5

$$d = D = 10,00 \text{ mm}$$

$$d_1 = D_1 = 8,459 \text{ mm}$$

$$d_2 = D_2 = 9,513 \text{ mm}$$

$$d_3 = D_3 = 8,387 \text{ mm}$$

$$P = 0,5 \text{ mm}$$

Kontrola samosvornosti

Úhel stoupání (4.1.42)

$$\gamma = \arctg\left(\frac{P}{\pi \times d_2}\right) = \arctg\left(\frac{0,5}{\pi \times 9,513}\right) = 0,98 [^\circ]$$

Úhel tření (4.1.43)

$$\varphi = \arctg \frac{f}{\cos \frac{\alpha}{2}} = \arctg \frac{0,35}{\cos \frac{60}{2}} = 21,8 [^\circ]$$

$$\gamma \leq \varphi$$

$$0,96 \leq 21,8 \quad \dots \text{vyhovuje, závit je samosvorný}$$

Pevnostní kontrola na redukované napětí

Normálové napětí (4.1.44)

$$\sigma_D = \frac{F}{\frac{\pi \times d_3^2}{4}} = \frac{245,25}{\frac{\pi \times 8,387^2}{4}} = 4,44 [\text{MPa}]$$

Třecí moment (4.1.45)

$$M_{TZ} = F \times \operatorname{tg}(\gamma + \varphi) \times \frac{d_2}{2} = 245,25 \times \operatorname{tg}(0,96 + 21,8) \times \frac{9,513}{2} = 488,78 \text{ [Nmm]}$$

Třecí napětí (4.1.46)

$$\tau = \frac{M_{TZ}}{W_k} = \frac{M_{TZ}}{\frac{\pi \times d_3^3}{16}} = \frac{488,78}{\frac{\pi \times 8,387^3}{16}} = 4,22 \text{ [MPa]}$$

Redukované napětí (4.1.47)

$$\sigma_{RED} = \sqrt{\sigma_D^2 + 4 \times \tau^2} = \sqrt{4,44^2 + 4 \times 4,22^2} = 9,54 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_{RED} \leq \sigma_{DOV}$$

$$9,54 \leq 18 \quad \dots \text{vyhovuje}$$

Výpočet výšky matice

Počet závitů (4.1.48)

$$z \geq \frac{F}{\pi \times d_2 \times H_1 \times P_{DOV}} = \frac{245,25}{\pi \times 9,513 \times 0,7705 \times 18} = 0,59 [-]$$

Nosná hloubka závitu (4.1.49)

$$H_1 = \frac{d - D_1}{2} = \frac{10,00 - 8,459}{2} = 0,77 \text{ [mm]}$$

Výška matice (4.1.50)

$$h = z \times P = 0,59 \times 0,5 = 0,3 \text{ [mm]}$$

Dimenzování páky

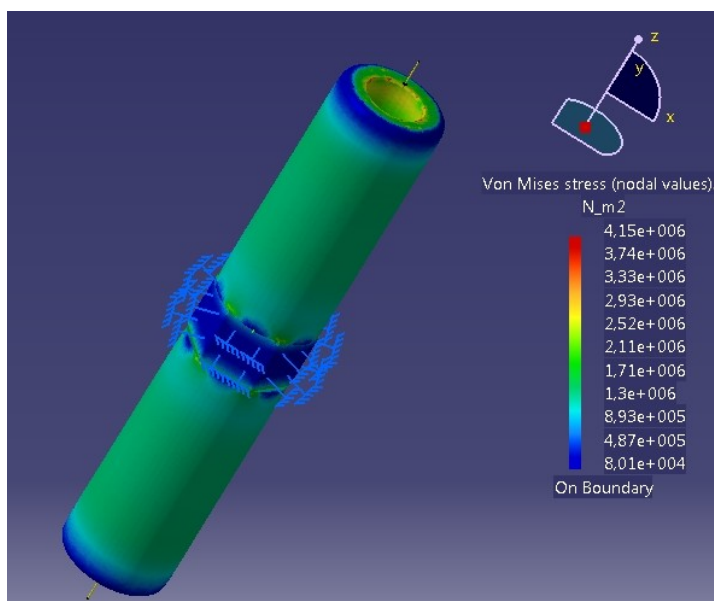
Délka páky (4.1.51)

$$M_k = F_{LP} \times L_P$$

$$L_P = \frac{M_k}{F_{LP}} = \frac{2 \times M_{TZ}}{F_{LP}} = \frac{2 \times 488,78}{250} = 3,91 \text{ [mm]}$$

Síla lidské paže $F_{LP} = 200 \div 300 \text{ N}$... uvažovaná velikost 250 N

Analýza



Obrázek 43: Analýza matice nastavení vzdálenosti kruhů

Výsledky analýzy

Mez kluzu materiálu $Re = 90 \text{ MPa}$

Zatížení silou 50 kg $\sigma = 4,15 \text{ MPa}$

Tyče

Materiál Alcom PA66 9101 MO1

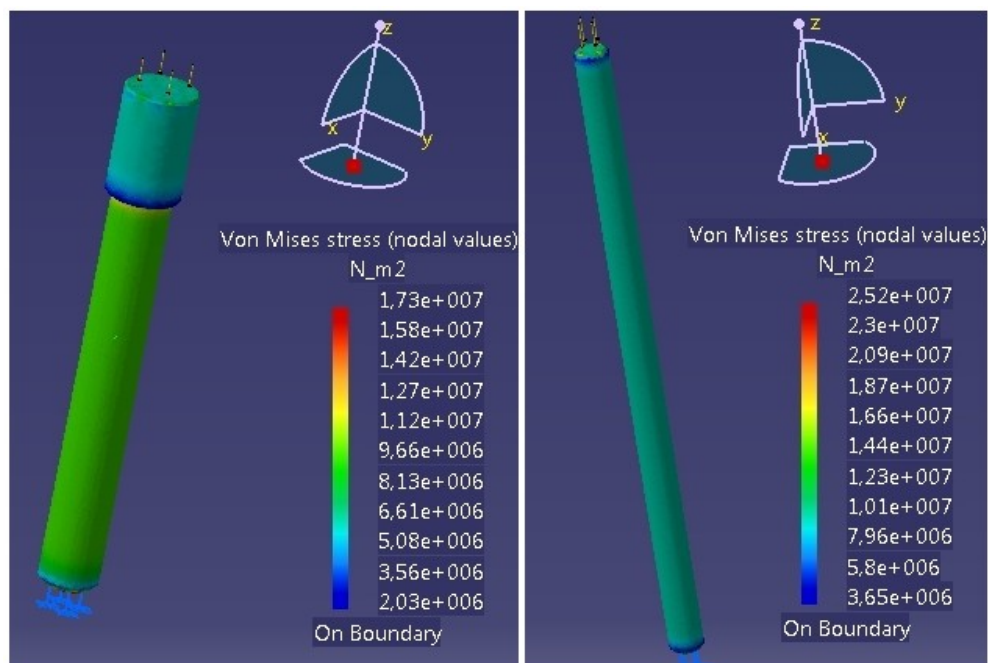
Mez napětí v tahu (Young Modulus) $R_m = 3\,400\text{ MPa}$

Mez kluzu (Yield Stress) $R_e = 90\text{ MPa}$

Hustota (Density) $\rho = 1\,140\text{ kg/m}^3$

Standartní tyče, i tyče se závity pro regulaci vzdálenosti kruhů byly pro výpočet pevnosti podrobeny analýzám.

Analýzy



Obrázek 44:analýzy tyčí

Výsledky analýz

Mez kluzu materiálu $R_e = 90\text{ MPa}$

Zatížení nastavovací tyče $\sigma = 17,3\text{ MPa}$

Zatížení standartní tyče $\sigma = 25,2\text{ MPa}$

5. Závěr

V průběhu řešení diplomové práce jsem dostal povědomí ohledně konstrukčního provedení fixátorů na českém i zahraničním trhu, a vyzkoušel si, co obnáší vývoj nových konstrukčních řešení v oblasti zevních kruhových fixátorů. Dále je pro mě velkým přínosem, že jsem se mohl účastnit schůzek s lékaři, takže jsem byl svědkem hledání kompromisů z hlediska konstrukční teorie a požadavků lékařů s používání fixátorů v praxi.

Při realizaci potřebných pevnostních výpočtů jsem se zdokonalil v programu Catia ve 3D modelování i v provádění pevnostních analýz, a navíc jsem nabyl kvalitnější znalosti ohledně plastů, druhů plastů, technologii výroby z plastů i jejich pevnostních charakteristik.

Dovoluji si tvrdit, že výsledek mé diplomové práce splňuje jednu z hlavních podmínek, a to rentgenovou transparentnost. Díky této vlastnosti bude značně ulehčena orientace lékaře na rentgenových snímcích, neboť v mém konečném řešení zevního fixátoru pro dlouhé kosti není uvažováno s žádnou součástí, která by byla z kovu.

5.1 Poděkování

Zde bych rád poděkoval vedoucímu mé diplomové práce Dr. Ing. Jaroslavu Meleckému z katedry výrobních strojů a konstruování VŠB – TU Ostrava za konzultace, podmínky a rady v průběhu řešení práce, Ing. Juraji Michálkovi ze společnosti Hella Autotechnik za poskytnuté informace ohledně zácvaků a plastových materiálů, a své rodině za potřebnou psychickou podporu.

6. Seznam použitých pramenů

6.1 Použitá literatura

- [1] KALÁB, K., *Konstrukční návrh a výpočet ručního šroubového zvedáku. Vysokoškolská příručka*[online]. Ostrava: VŠB TU, 2009
- [2] KALÁB, K., *Návrh a výpočet spojů pro přenos kroutícího momentu z hřídele na náboj. Vysokoškolská příručka*[online]. Ostrava: VŠB TU, 2003
- [3] LEINVEBER, J., VÁVRA, P., *Strojnické tabulky*, Albra pedag. Nakladatelství, Úvaly 2003, ISBN 80 86490 74 2

6.2 Použité internetové zdroje

- [4] Wikipedie: Wilhelm Conrad Röntgen. Wikipedie [online]. 2012 [cit. 2012 05 20]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Wilhelm_Conrad_R%C3%B6ntgen
- [5] Wikiskripta. Wikiskripta [online]. 2012 [cit. 2012 05 20]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Home>
- [6] Campus: Capmusplastics. Campus [online]. 2012 [cit. 2012 05 20]. Dostupné z: <http://www.campusplastics.com/>
- [7] DSM: Bright science.brighter living. DSM [online]. 2011 [cit. 2012 05 20]. Dostupné z: http://www.dsm.com/en_US/downloads/dep/coeff_friction.pdf
- [8] ProSpon [online]. 2011 [cit. 2012 05 20]. Dostupné z: <http://www.prospon.cz>
- [9] Synthes: Synthes International. Synthes [online]. 2011 [cit. 2012 05 20]. Dostupné z: <http://www.synthes.com>
- [10] Stryker [online]. 2011 [cit. 2012 05 20]. Dostupné z: <http://www.stryker.com>
- [11] Orthofix [online]. 2011 [cit. 2012 05 20]. Dostupné z: <http://www.orthofix.com>

7. Seznam příloh

Výrobní výkresy

SPONA	POL614 DP 01
ŠROUB	POL614 DP 02
TĚLO NAPÍNÁNÍ	POL614 DP 03
MATICE	POL614 DP 04
KLÍČ	POL614 DP 05
KRYT	POL614 DP 06
PÁKA NAPÍNÁNÍ	POL614 DP 07
ZÁSLEPKA	POL614 DP 08
KRUH	POL614 DP 09
TYČ	POL614 DP 10
NASTAVOVACÍ TYČ P	POL614 DP 11
NASTAVOVACÍ TYČ L	POL614 DP 12
TĚLO UCHYCENÍ	POL614 DP 13
MATICE DOTAHOVÁNÍ	POL614 DP 14
ČELIST UCHYCENÍ	POL614 DP 15
NASTAVOVACÍ MATICE	POL614 DP 16

Sestava

FIXÁTOR	POL614 DP 17
---------	--------------